

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR RÖNTGENDIAGNOSTIK  
DIREKTOR: PROF. DR. CHRISTIAN STROSZCZYNSKI  
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN  
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

Niedrigdosis-Computertomographie der Aorta mit automatischer Wahl der  
Röhrenspannung und iterativer Rekonstruktion: subjektive und objektive  
Bildqualität im intraindividuellen Vergleich zum Standarddosis-Protokoll

Inaugural-Dissertation  
Zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnmedizin

der  
Fakultät für Medizin  
der Universität Regensburg

vorgelegt von Caroline Reitmeier

2016



AUS DEM LEHRSTUHL FÜR RÖNTGENDIAGNOSTIK  
DIREKTOR: PROF. DR. CHRISTIAN STROSZCZYNSKI  
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN  
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

Niedrigdosis-Computertomographie der Aorta mit automatischer Wahl der  
Röhrenspannung und iterativer Rekonstruktion: subjektive und objektive  
Bildqualität im intraindividuellen Vergleich zum Standarddosis-Protokoll

Inaugural-Dissertation  
Zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnmedizin

der  
Fakultät für Medizin  
der Universität Regensburg

vorgelegt von Caroline Reitmeier

2016

Dekan:

Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert

1. Berichterstatter:

Prof. Dr. Christian Stroszczynski

2. Berichterstatter:

Prof. Dr. Christof Schmid

Tag der mündlichen Prüfung:

20.06.2017

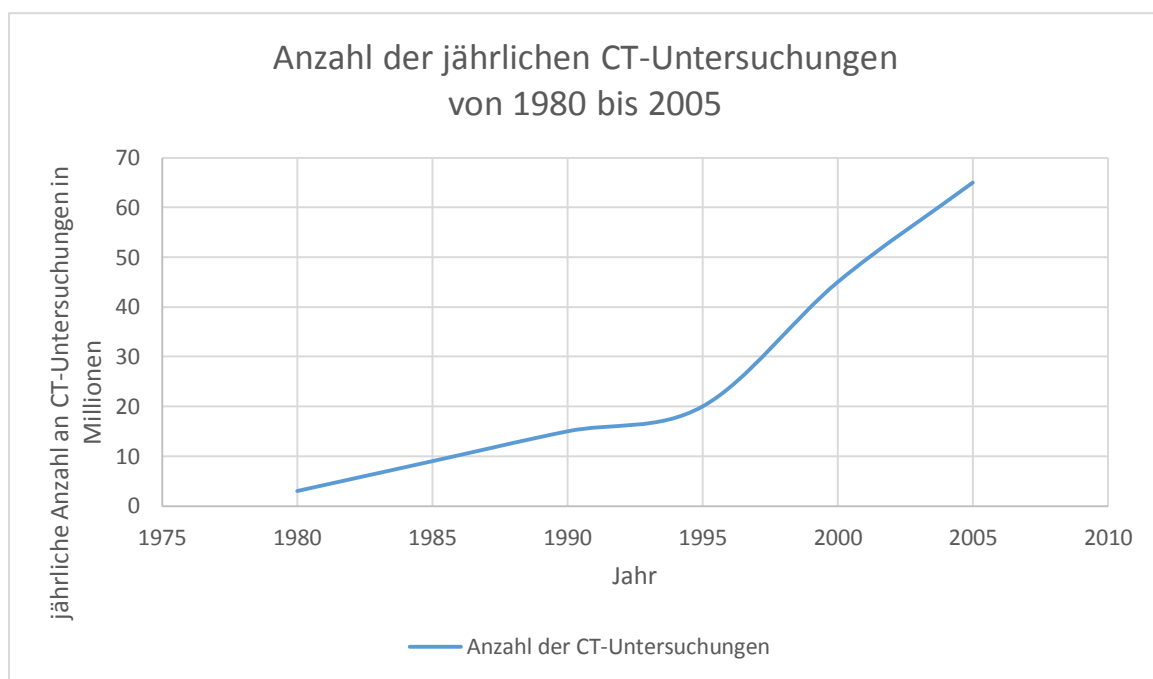
# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung.....</b>	<b>4</b>
1.1	<i>Evolution der Computertomographie.....</i>	<i>4</i>
1.2	<i>Risiko von Röntgenstrahlen .....</i>	<i>6</i>
1.3	<i>Kritik an steigender Strahlenexposition durch die Computertomographie.....</i>	<i>7</i>
1.4	<i>Möglichkeiten zur Dosisreduktion in der CT.....</i>	<i>9</i>
1.5	<i>Ziel der Studie .....</i>	<i>13</i>
<b>2</b>	<b>Patienten, Material und Methoden.....</b>	<b>14</b>
2.1	<i>Patienten .....</i>	<i>14</i>
2.2	<i>Algorithmus.....</i>	<i>15</i>
2.3	<i>CT – Untersuchung und Rekonstruktion .....</i>	<i>17</i>
2.4	<i>Selektion der Röhrenspannung .....</i>	<i>18</i>
2.5	<i>Quantitative Bildanalyse .....</i>	<i>19</i>
2.6	<i>Qualitative Bildanalyse .....</i>	<i>21</i>
2.7	<i>Statistik .....</i>	<i>22</i>
<b>3</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>23</b>
3.1	<i>Strahlendosisparameter.....</i>	<i>23</i>
3.2	<i>Quantitative Bildqualität .....</i>	<i>26</i>
3.3	<i>Qualitative Bildqualität .....</i>	<i>32</i>
<b>4</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>41</b>
4.1	<i>Verschiedene Lösungsansätze.....</i>	<i>41</i>
4.2	<i>Vergleich mit weiteren Arbeiten zur automatischen kV-Modulation und iterativen Rekonstruktion .....</i>	<i>42</i>
4.3	<i>Vorzüge dieser Studie .....</i>	<i>45</i>
4.4	<i>Einschränkungen dieser Studie .....</i>	<i>45</i>
4.5	<i>Schlussfolgerung .....</i>	<i>46</i>
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>47</b>
<b>6</b>	<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>49</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>50</b>
<b>8</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>54</b>
8.1	<i>Lebenslauf.....</i>	<i>54</i>
8.2	<i>Danksagung .....</i>	<i>55</i>
8.3	<i>Eidesstattliche Erklärung .....</i>	<i>56</i>

# 1 Einleitung

## 1.1 Evolution der Computertomographie

Mit der Möglichkeit einer überlagerungsfreien Darstellung von Körperstrukturen hat die Einführung der Computertomographie die bildgebende Diagnostik revolutioniert (1). Die Vorzüge der dreidimensionalen Bildgebung führten schon bald nach Installation des ersten Gerätes um 1970 zu einem raschen Anstieg der durchgeführten CT-Untersuchungen, deren Anzahl allein zwischen den Jahren 1996 bis 2012 um bis zu 130% stieg, sich also mehr als verdoppelte (1)(2).



---

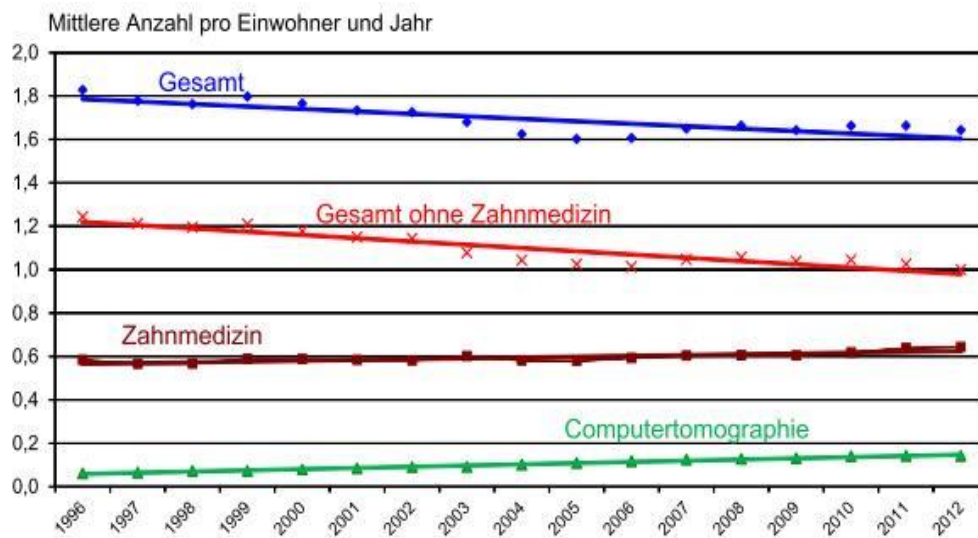
**Abb.1** – Jährliche Anzahl an CT-Untersuchungen in Millionen in den Jahren von 1980 bis 2005 (3)

---

Während in den ersten Dekaden die lange Untersuchungszeit und nicht unerhebliche Schichtdicke mit entsprechend eingeschränkter Bildqualität noch den Einsatzbereich der neuen Technologie begrenzte, haben drei Meilensteine der technischen CT-Entwicklung dem Verfahren endgültig einen Siegeszug beschert. So konnte durch die Einführung der Spiral-CT und Multidetektortechnik die Scan-Zeit in einem erheblichen Maße reduziert bzw. die Volumenabtastung erhöht werden, sodass ein Großteil der Untersuchungen heute in wenigen Sekunden bis Millisekunden abgeschlossen werden kann und Bewegungsartefakte in der Praxis selten noch eine Rolle spielen.

Durch die zunehmend bessere Ortsauflösung zunächst in der Bildebene, seit circa einer Dekade aber auch in der sogenannten Z-Achse, kann heute ein dreidimensionaler Volumendatensatz erhoben werden, der in beliebiger Raumrichtung rekonstruiert und betrachtet werden kann. Dies hat den Einsatzbereich der Computertomographie nochmals erweitert (3)(4)(5).

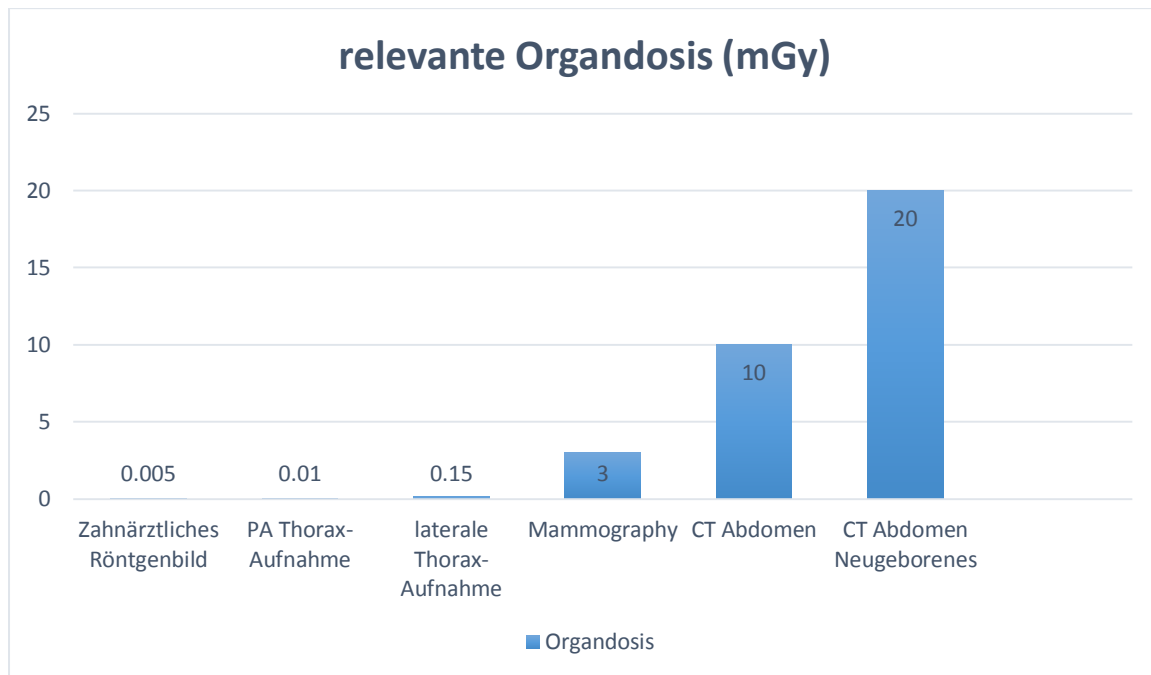
Während die Gesamtheit der Röntgenuntersuchungen über die letzten Jahre hinweg betrachtet stetig fällt, steigt die Anzahl der durchgeführten CT-Untersuchungen weiterhin an und hat erst 2014 in den USA erstmalig ein Plateau erreicht (1).



**Abb. 2** - Häufigkeit von Röntgenuntersuchungen in Deutschland von 1996 bis 2012 (1)

## 1.2 Risiko von Röntgenstrahlen

Die Schattenseite der steigenden CT-Untersuchungszahlen ist eine im Vergleich zu konventionellen bildgebenden Verfahren signifikant höhere Strahlenexposition der Patienten (3)(6)(7).



---

**Abb.3** - Effektive Dosis der Computertomographie im Vergleich mit konventionellen bildgebenden Verfahren (3)

---

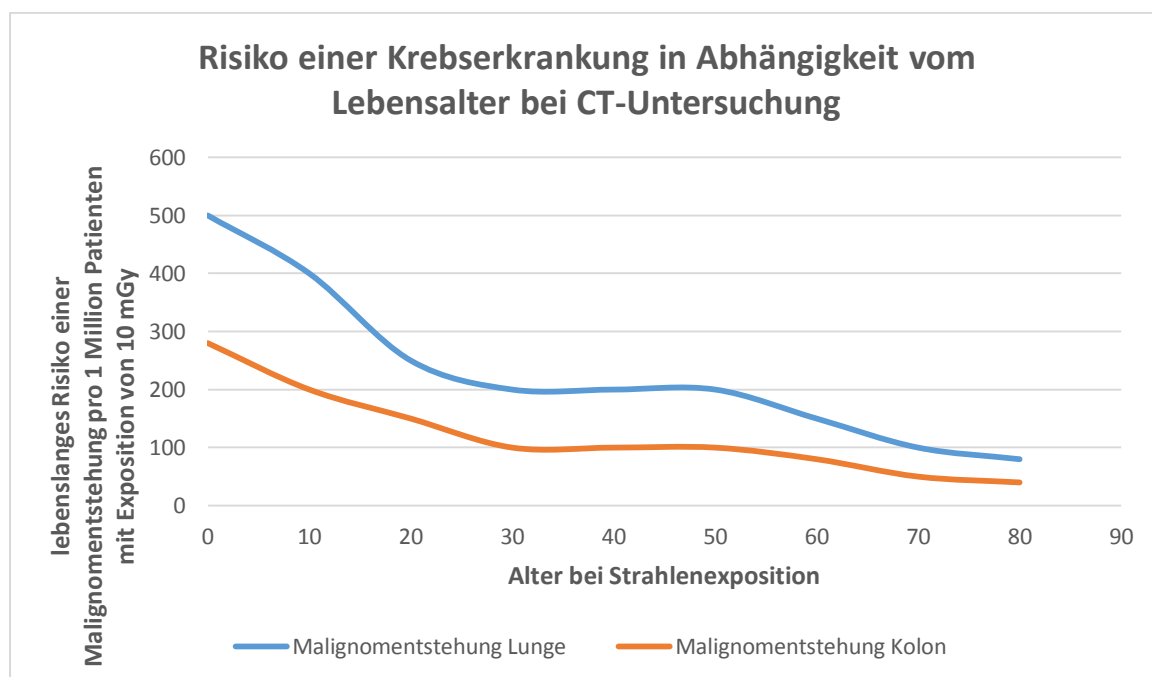
Während in der konventionellen Röntgendiagnostik die Strahlendosis in den letzten Jahrzehnten fortwährend reduziert werden konnte, ist neben steigenden Untersuchungszahlen auch die Dosis pro CT-Scan bedingt durch die oben beschriebenen technischen Neuerungen immer weiter angestiegen (3)(5).

Die meisten Informationen über das strahleninduzierte Risiko für den Menschen und der sich daraus entwickelnden Malignome stammen aus Studien über Überlebende der Atombombenexplosionen in Japan 1945 (3). Ionisierende Strahlung ist äußerst energiereich und kann dazu führen, dass aus Wassermolekülen Hydroxylradikale entstehen, welche in der nahegelegenen DNA Strangbrüche oder Basenschädigungen induzieren (3). Zwar ist der Mensch mit Reparationsmechanismen ausgestattet, die dafür sorgen, dass Schäden an der DNA behoben werden, jedoch kann es hierbei zu Fehlern und daraufhin zur malignen Transformation der Zelle kommen (3).



### 1.3 Kritik an steigender Strahlenexposition durch die Computertomographie

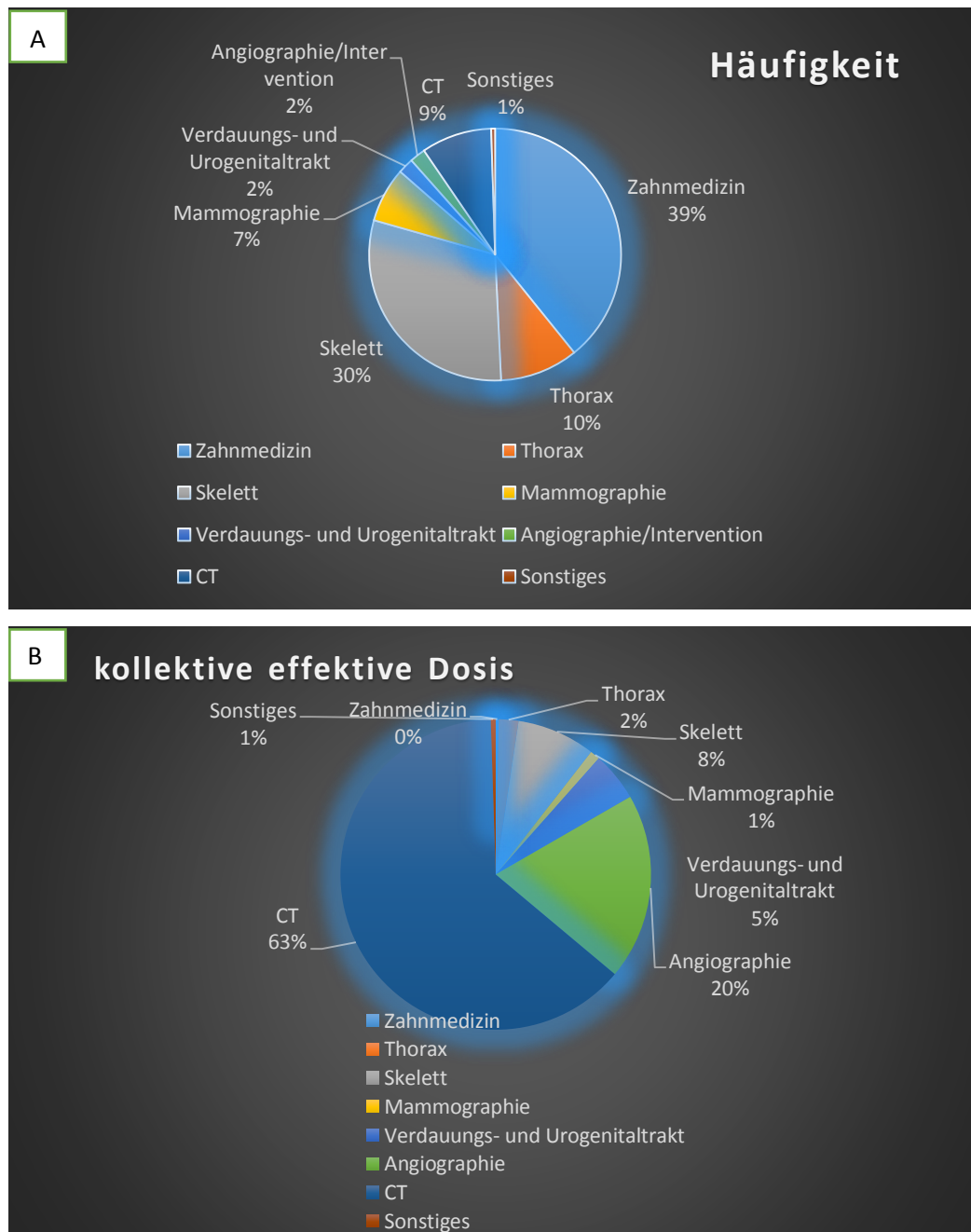
Die Computertomographie betreffend gibt es bisher keine großen epidemiologischen Studien über strahleninduzierte Malignomentwicklungen (3). Es gibt jedoch Schätzungen, dass bis zu 1,5 - 2% aller Malignome in Zukunft auf CT-Untersuchungen zurückzuführen sein werden (3) (6) (7). Kinder sind aufgrund der wachstumsbedingten hohen Zahl an Zellteilungen besonders strahlensensitiv und entsprechend durch Röntgenstrahlen potenziell besonders gefährdet (3) (8). Eine retrospektive Studie von Pearce et al suggeriert beispielsweise ein dreifach erhöhtes Risiko für Kinder an Leukämie zu erkranken, wenn diese zuvor einer kumulativen Strahlendosis von 30mSv oder mehr ausgesetzt worden waren (9).



**Abb.4** – Risiko einer Krebserkrankung in Abhängigkeit vom Lebensalter bei CT-Untersuchung (3)

Besorgniserregend ist insbesondere die Häufung wiederholter CT-Scans von nur einem Patienten beispielsweise im Zuge von Follow-Up-Untersuchungen. Hier kann sich die resultierende kumulative Strahlendosis Werten von 50-100mSv nähern, einer Dosis, die an die Strahlenbelastung von Überlebenden der Atombombenexplosionen heranreicht (4). Obwohl das individuelle Risiko resultierend aus einer einzelnen CT-Untersuchung gering ist, ist es durchaus möglich, dass sich angesichts der steigenden Anzahl der CT-Untersuchungen in Zukunft negative Auswirkungen auf die Gesundheit der Gesamtbevölkerung zeigen werden (3) (10). Denn obwohl die CT nur knapp 10% der Gesamthäufigkeit der bildgebenden Verfahren ausmacht, stellt sie die mit Abstand größte Quelle für Strahlenexposition dar.

Die Diagramme zeigen den prozentualen Anteil der verschiedenen Untersuchungsarten an der Gesamthäufigkeit und an der kollektiven effektiven Dosis in Deutschland für das Jahr 2012 (1).



**Abb. 5** – Die Diagramme A und B zeigen den prozentualen Anteil der verschiedenen Untersuchungsarten an der Gesamthäufigkeit (A) und an der kollektiven effektiven Dosis (B) in Deutschland für das Jahr 2012. Die Prozentwerte sind auf signifikante Stellen gerundet und ergeben daher nicht in jedem Fall 100% (1).

Das wachsende Verständnis des karzinogenen Potenzials von Röntgenstrahlung vor allem für Kinder und Patienten mit multiplen Scans und die Zunahme der effektiven Dosis pro Kopf führen weltweit zu Besorgnis auf Seiten von Radiologen und Gesundheitsorganisationen (5). Nach jahrelanger recht einseitiger Konzentration auf Verbesserung der Bildqualität und Zeitauflösung der CT-Geräte haben multiple Weckrufe in medizinischen Journalen und der Laienpresse in den letzten Jahren zu einem Umdenken geführt und nun auch die Industrie zu verstärkten Bemühungen gezwungen, die Dosis zu reduzieren (1) (4) (11) (12) (13).

#### *1.4 Möglichkeiten zur Dosisreduktion in der CT*

Grundsätzlich gibt es verschiedene Möglichkeiten, die Strahlenbelastung in der CT zu reduzieren. Die einfachste Möglichkeit bleibt eine strenge Indikationsstellung mit Vermeidung unnötiger Untersuchungen bzw. Doppeluntersuchungen (3). Allerdings reichen solch allgemein gehaltene Forderungen nicht aus, um die Dosis im klinischen Alltag signifikant zu senken. Entscheidend sind technische Lösungen, die in Zukunft eine gewohnte Bildqualität bei reduzierter Strahlenexposition durch die CT ermöglichen.

Auf folgende Untersuchungsparameter kann bei gegebener Güte des Detektors bei jedem CT-System Einfluss genommen werden: das Produkt aus Röhrenstrom und Rotationsdauer (mAs), die Röhrenspannung (kV) und den Pitch (Grad der Überlappung zwischen zwei CT-Schichten) (14). Wichtige Bildqualitätsparameter, auf die im Rahmen jeder technischen Intervention zu achten ist, sind Bildschärfe bzw. Ortsauflösung und Rauschen. Die genannten Parameter stehen dabei in einem wechselseitigen Verhältnis zueinander: bei jeder CT-Untersuchung mit definierter Dosis kann ein Bild mit niedrigem Rauschen und geringer Ortsauflösung oder aber hoher Schärfe erkaufte durch hohes Rauschen rekonstruiert werden.

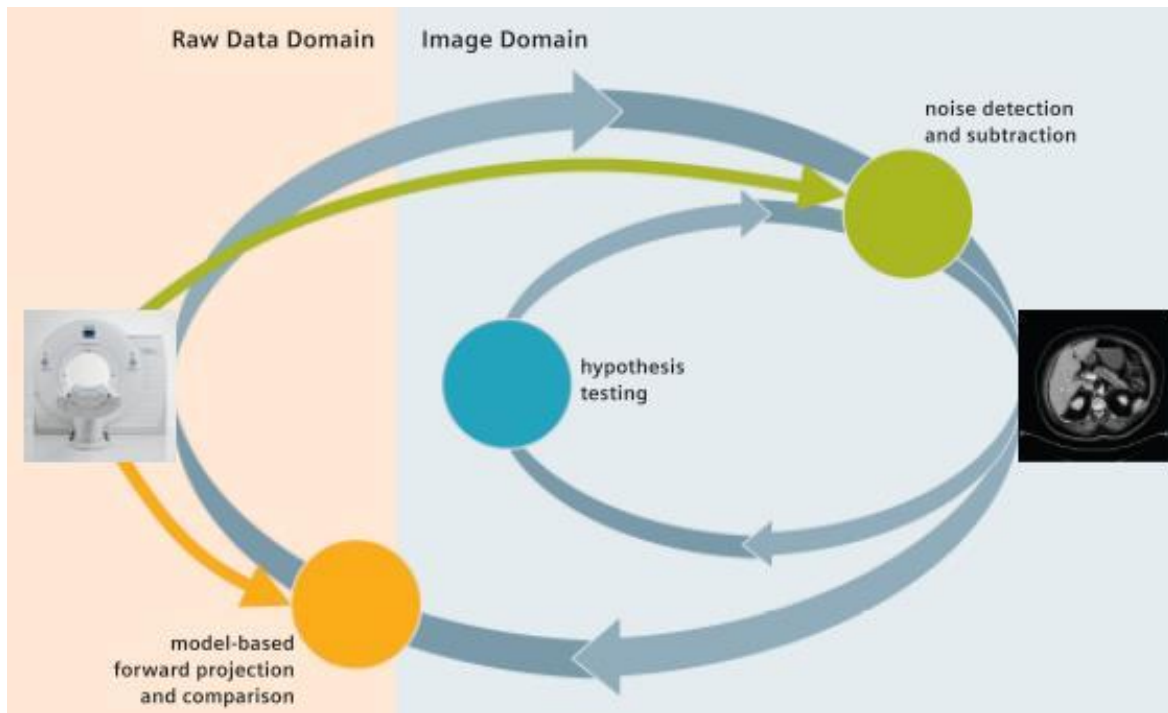
Der Röhrenstrom eines CT-Gerätes verhält sich linear zur applizierten Dosis und zum Bildrauschen. Eine einfache Möglichkeit, die Dosis zu senken, liegt damit darin, den Röhrenstrom so weit zu senken, bis eine diagnostische Bildqualität gerade noch gewährleistet ist.

Noch wirkungsvoller als die Absenkung des Röhrenstroms ist die Reduktion der Röhrenspannung. Letztere ist nämlich proportional und zwar im Quadrat mit der Dosis korreliert. Da das Absorptionsmaximum von Jod bei 33,2keV liegt, führt jede Spannungsabsenkung bei kontrastmittelangehobenen Untersuchungen und insbesondere CT-Angiographien im Vergleich zum Standard von 120 kV zu einem erhöhten Kontrast bzw. vermehrten Signal (15). Allerdings bedingt auch eine niedrigere Spannung ein höheres Bildrauschen mit entsprechend schlechterer Bildqualität. Außerdem kann bei korpulenten Patienten bei abgesenkter Spannung oft kein ausreichender bzw. stabiler Röhrenstrom zur Verfügung gestellt werden (16) (17).

Seit Neuerem stehen Programme zur Verfügung, die für jeden Patienten individuell eine möglichst niedrige Röhrenspannung festlegen. Bei solch einer automatisierten Selektion der Röhrenspannung errechnet das CT-Gerät aus den Schwächungsdaten eines initial angefertigten Topogramms die niedrigste Spannung, für welche entsprechend eines vom Anwender zuvor bestimmten Rauschniveaus noch ein ausreichender, konstanter Röhrenstrom zur Verfügung gestellt werden kann. Durch die Verwendung dieses Programmes wird sichergestellt, dass auf der einen Seite alle Patienten von einer festgelegten Dosisreduktion profitieren, diese jedoch nur bei solchen Patienten auf dem Weg einer Spannungsreduktion vollzogen wird, deren Habitus eine ausreichende Kompensation über den Röhrenstrom erlaubt.

Während die individualisierte Optimierung der Aufnahmeparameter eine Dosisreduktion für viele Patienten ermöglicht, wird eine durchgreifende Absenkung in der Breite durch diese Verfahren nicht erzielt. Das größte Potential bezüglich wirklich revolutionärer Dosiseinsparungen im CT-Bereich wird heute zu Recht bei alternativen Rekonstruktionsalgorithmen gesehen. Vor wenigen Jahren erst wurde ein neuer Algorithmus zur Rekonstruktion der CT-Rohdaten, die sogenannte iterative Rekonstruktion, eingeführt. Im Vergleich zum Standard-Algorithmus, der gefilterten Rückprojektion, verspricht die iterative Rekonstruktion eine Reduktion des Bildrauschens, sodass nun Untersuchungen mit abgesenkter Dosis bei gewohnter Bildqualität möglich sein sollten. Entsprechend sollte auch eine Erhöhung des Bildrauschens durch Absenken der Röhrenspannung ganz oder teilweise ausgeglichen werden. Der mathematische Algorithmus der iterativen Rekonstruktion ist zwar schon lange bekannt, konnte allerdings mit Blick auf die erforderliche äußerst hohe Rechenleistung im klinischen Alltag bislang nicht realisiert werden.

Als Alternative zur konventionellen gefilterten Rückprojektion kann mit der rohdatenbasierten iterativen Rekonstruktion (IR) eine kontrastreiche Bildqualität mit geringem Rauschen erzielt werden, indem iterative Rekonstruktionszyklen durchlaufen werden (12)(18).



**Abb.6** – Rekonstruktionszyklen der iterativen Rekonstruktion (18)

Ähnlich der traditionellen IR führt die SAFIRE Version initial eine Rekonstruktion mit gefilterter Rückprojektion durch, an die sich zwei Korrekturschleifen anschließen. Zunächst wird aus den CT-Daten ein 3D-Datenraum berechnet, aus dem dann 2D-Schnittbilder rekonstruiert werden. Die erste Korrekturschleife wird dazu genutzt, um Ungenauigkeiten der Primärrekonstruktion auszugleichen und Datenartefakte zu entfernen. Festgestellte Abweichungen zu den Ausgangsdaten werden erneut rekonstruiert und es ergibt sich ein aktualisiertes Bild. Diese Korrekturschleife wird je nach ausgewählter Stärke wiederholt und mit jeder durchgeführten Iteration wird das Bildrauschen verringert (18).

Die zweite Korrekturschleife reduziert das Rauschen des Bildes durch einen statistischen Optimierungsprozess. Das aktualisierte Bild wird mit dem Original verglichen und dieser Ablauf wird je nach gewählter Stärke einige Male wiederholt.

Im Vergleich zu anderen iterativen Rekonstruktionsalgorithmen werden bei SAFIRE die korrigierten Daten sowohl auf der Bilddatenebene als auch auf der Bildebene mit den Ausgangsdaten verglichen und der Korrekturalgorithmus angepasst. Die so korrigierten Rohdaten werden erneut zu Bildern verarbeitet und wieder verbessert (19).

Es wurden 5 verschiedene Stärkeparameter definiert, die sich an der Reduktion des Bildrauschens orientieren, wobei Stärke 3 als Standardeinstellung empfohlen wird (18). Bei Stärke 1 rauscht der Bildeindruck stärker als bei Stärke 5, hier erscheint das Bild am homogensten. Die Auswahl des Stärkeparameters hat jedoch keinen Einfluss auf die Anzahl der Rekonstruktionszyklen bzw. auf die Rekonstruktionsdauer.

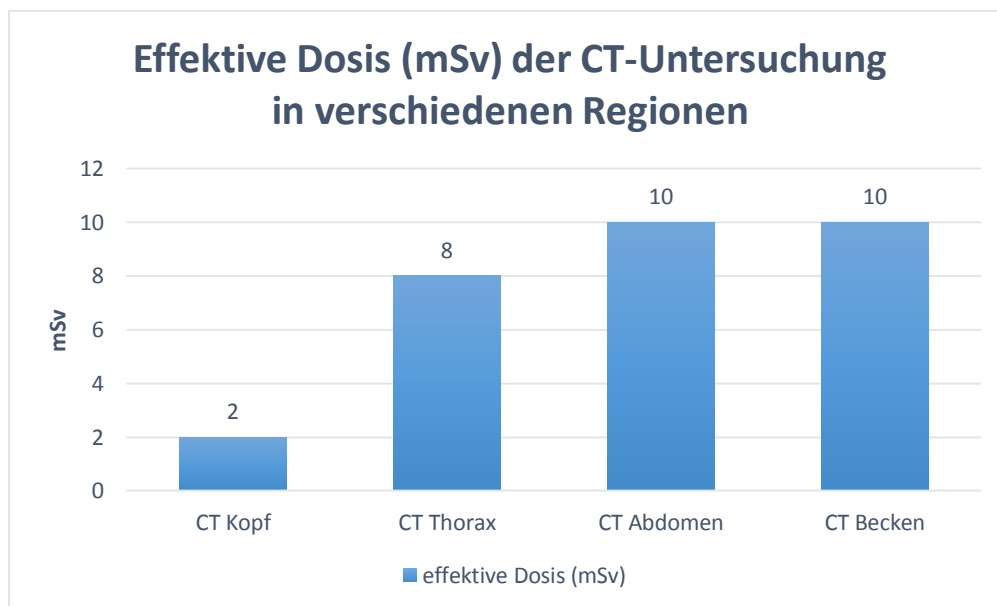
Mittlerweile werden verschiedene iterative Rekonstruktionsalgorithmen (SAFIRE, ASIR, IRIS) von CT-Anbietern angepriesen und etliche Studien haben das Potenzial für durchgreifende Dosisersparungen in der Computertomographie des Kopfes, Thorax und Abdomens nachgewiesen (20) (21) (22) (23) (24) (25) (26) (27) (28) (16) (29).

### 1.5 Ziel der Studie

Das Ziel dieser Studie ist es, das Dosiseinsparungspotenzial bei der CT-Angiographie der Aorta aufzuzeigen, welches durch eine individuelle automatisierte kV-Wahl in Kombination mit der iterativen Rekonstruktion SAFIRE ermöglicht wird und auf diese Weise ein geeignetes Niedrigdosisprotokoll für die Untersuchung der Aorta zu etablieren.

Da eine niedrigere Spannung vor allem bei adipösen Patienten häufig ein höheres Bildrauschen mit entsprechend schlechterer Bildqualität bedingt, soll die rohdatenbasierte iterative Rekonstruktion SAFIRE das Bildrauschen so weit reduzieren, dass nun Untersuchungen mit abgesenkter Dosis bei gewohnter Bildqualität möglich sein sollen.

Die Durchführung dieser Studie an CT-Angiographie-Untersuchungen der Aorta erscheint besonders sinnvoll, da hier zum einen häufig besonders hohe kumulative Dosen erreicht werden. Zum anderen beeinflusst die Absenkung der Spannung bei dieser Untersuchung dank des niedrigen Absorptionsmaximums von Jod-haltigem Kontrastmittel hier die Erhöhung des Signal-Rausch-Verhältnisses im interessierenden Organsystem positiv (15)(30).



---

**Abb.7** – Überblick über die Strahlenbelastung durch CT-Untersuchung der verschiedenen Körperregionen (5)

---

## 2 Patienten, Material und Methoden

Die vorliegende Studie basiert auf der retrospektiven intraindividuellen Auswertung von CT-Angiographien der Brust- und Bauchorta, welche vor und nach Umstellung auf ein Niedrigdosisprotokoll erstellt wurden. Serielle CT-Untersuchungen bei Diagnose, Therapieplanung und Nachsorge von Aortenaneurysmen, Dissektionen oder Rupturen resultieren in einer relativ hohen kumulativen Strahlenexposition. Um eine Dosiseinsparung mit gleichzeitiger Aufrechterhaltung der gewohnten Bildqualität zu erzielen, wurde in dem Niedrigdosisprotokoll neben der automatisierten Selektion der Röhrenspannung ein iterativer Rekonstruktionsalgorithmus verwendet. Das Vorhaben wurde von der Ethikkommission genehmigt.

### 2.1 Patienten

Im Zeitraum von September 2014 bis Dezember 2014 wurden in dieser Arbeit Daten von insgesamt 48 Patienten (15 Frauen, 33 Männer, Durchschnittsalter 67,8 Jahre; 31-87 Jahre) erhoben.

**Tabelle 1** Deskriptive Statistik über Patientendaten

	SP	NP	P
<b>Gesamtzahl</b>	48		
<b>Geschlecht</b> <b>(weiblich:männlich)</b>	15:33 (70%:30%)		
<b>Alter (Jahre)</b>	67,8 (31-87)		
<b>AP Durchmesser</b>	28,0± 3,9	28,1 ± 4,3	0,728 (n.s.)
<b>Lateraler Durchmesser</b>	35,4± 3,5	35,4 ± 3,7	0,904 (n.s.)

*SP = Standardprotokoll; NP = Niedrigdosisprotokoll*

*Durchmesser wurden auf Höhe des Truncus coeliacus erhoben*

*AP bedeutet anteroposterior*

*Unterschiede im Durchmesser bei beiden Protokollen sind nicht signifikant (n.s.).*

Im September 2014 wurde das oben erwähnte Niedrigdosisprotokoll eingeführt. Es wurden nur solche Patienten in unsere Studie einbezogen, für die zum Auswertzeitpunkt im Dezember 2014 sowohl eine CT-Angiographie mit dem modifizierten als auch eine nicht länger als ein Jahr zurückliegende Untersuchung nach dem etablierten CT-Standardprotokoll (SP) des Instituts für Röntgendiagnostik des Universitätsklinikums Regensburg vorlag.



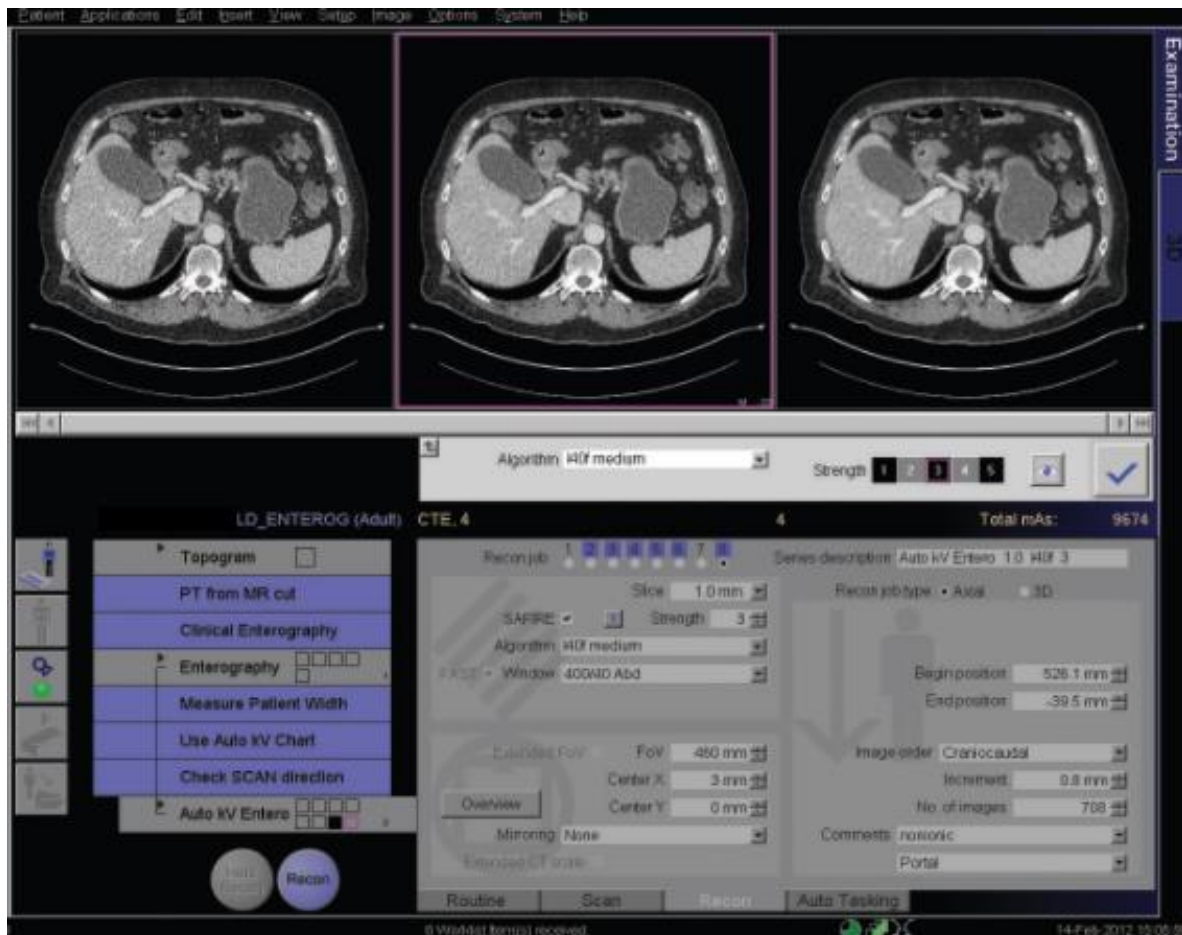
## 2.2 Algorithmus

Das etablierte Standardprotokoll beinhaltet als Rekonstruktionsalgorithmus die gefilterte Rückprojektion, um die CT-Rohdaten zu rekonstruieren. Für das neu eingeführte Niedrigdosisprotokoll wurde sowohl die iterative Rekonstruktion („sinogram affirmed iterative reconstruction“ SAFIRE) als auch die gefilterte Rückprojektion eingesetzt. Erstere soll das Bildrauschen reduzieren und Untersuchungen mit abgesenkter Dosis bei gewohnter Bildqualität ermöglichen.

Die Reduktion des Bildrauschens wird durch Nachbearbeitungsprozesse erreicht, die sich an die Rekonstruktion mit gefilterter Rückprojektion anschließen. Ungenauigkeiten der Primärrekonstruktion werden durch den Vergleich mit den Ausgangsdaten ausgeglichen und durch Anpassung des Korrekturalgorithmus und neuerliche Rekonstruktion ergibt sich ein aktualisiertes Bild. Je nach ausgewählter Stärke werden diese Korrekturschleifen wiederholt, wodurch sich das Bildrauschen verringert (18).

Das SAFIRE- Programm bietet 5 verschiedene Stärkeparameter an. Entsprechend der gewünschten Reduktion des Bildrauschens kann zwischen Stärke 1 (geringe Reduktion des Bildrauschens) bis Stärke 5 (starke Reduktion des Bildrauschens) gewählt werden. Die Rekonstruktionsdauer ist unabhängig vom gewählten Stärkeparameter (18).

SAFIRE bietet eine Vorschaufunktion, die dem Benutzer die Wahl des Stärkeparameters erleichtert.



**Abb. 8** – Vorschau der verschiedenen Rekonstruktionsstärken des SAFIRE-Programms (18)

In dieser Studie wurde das Niedrigdosisprotokoll (NP) auf drei verschiedene Arten rekonstruiert: einmal standardmäßig mit der gefilterten Rückprojektion (FBP) und zweimal iterativ in verschiedenen Stärken (IR3, IR5). Die als IR3 bezeichneten Bilder wurden iterativ in Stärke 3 rekonstruiert, während die IR5-Bilder iterativ in Stärke 5 rekonstruiert wurden. Je höher die Stärke der iterativen Rekonstruktion gewählt wird, desto stärker wird das Bildrauschen reduziert.

### 2.3 CT – Untersuchung und Rekonstruktion

Alle CT-Untersuchungen wurden am CT-Gerät Somatom Definition Flash (Siemens) unter Verwendung von CARE kV (,Combined Applications to Reduce Exposure‘ = kombinierte Anwendungen zur Verringerung der Strahlendosis) vorgenommen. Die Untersuchungen wurden in Rückenlage in kraniokaudaler Richtung durchgeführt. Der Scanbereich reichte je nach bekannter oder vermuteter Krankheitsausdehnung von den Lungenspitzen bzw. der Karina bis zur Leistenregion.

Für unser Niedrigdosisprotokoll wurde das akzeptierte Rauschniveau in der CARE kV Software um 40% reduziert. Die Wahl dieses Wertes ging hierbei auf eine ausgiebige Literaturrecherche mit anschließender Schätzung zurück (20) (21) (22) (23) (24) (25) (26) (27) (28) (16) (29). Die iterative Rekonstruktion wurde in zwei verschiedenen Stärken (IR3, IR5) durchgeführt.

Die rekonstruierte Schichtdicke betrug 3 mm mit einem Inkrement von 3 mm und einem weichen Kernel B31f bei gefilterter Rückprojektion, einem Kernel von I31f3 bei iterativer Rekonstruktion mit Stärke 3 und einem Kernel von I31f5 bei iterativer Rekonstruktion mit Stärke 5.

Die Untersuchung fand kontrastmittelverstärkt statt, mit einer Jodkonzentration von 350 mg/ml (Accupaque 350, GE) und einer Kontrastmittelmenge von 90ml. Das Kontrastmittel wurde mit einer Geschwindigkeit von 4ml/s injiziert.

## 2.4 Selektion der Röhrenspannung

Sowohl bei unserem Standard- als auch dem neu eingeführten Niedrigdosisprotokoll kam eine automatisierte Selektion der Röhrenspannung zum Einsatz. Hierbei errechnet das Gerät aus den Schwächungsdaten eines initial angefertigten Topogramms die niedrigste Spannung, für welche zum Erreichen eines bestimmten Rauschniveaus noch ein ausreichender, konstanter Röhrenstrom zur Verfügung gestellt werden kann. Details dieser Vorgehensweise beschrieb Lee et al (31). Hierdurch wird sichergestellt, dass auf der einen Seite alle Patienten von einer Dosisreduktion profitieren, diese jedoch nur bei solchen Patienten auf dem Weg einer Spannungsreduktion vollzogen wird, deren Habitus eine ausreichende Kompensation über den Röhrenstrom erlaubt. Die Spannung wird hierbei von dem voreingestellten Standard 120kV entweder auf 100kV oder 80kV reduziert, oder – bei adipösen Patienten – auf 140kV angehoben. Wie oben erwähnt, betrug die Absenkung des akzeptierten Rauschniveaus im Niedrigdosisprotokoll gegenüber dem Standard 40%. Kann die Spannung im Niedrigdosisprotokoll nicht sinnvoll abgesenkt werden, wird der Röhrenstrom entsprechend vermindert.

---

**Tabelle 2** - Anzahl der CT-Untersuchungen bei unterschiedlichen Röhrenspannungen

---

kV Gipfel	SP	NP
<b>80</b>	10	25
<b>100</b>	25	23
<b>120</b>	13	0

Alle anderen Scanparameter (Rotationszeit [0,5s], Pitchfaktor [1,2], Schichtdicke[3mm]) blieben unverändert.

## 2.5 Quantitative Bildanalyse

Die Auswertung aller CT-Untersuchungen erfolgte mittels PACS (*PACS „picture archive and communications systems“*). Die Standarduntersuchungen (SP) und die Dosis-reduzierten Scans (NP) mit FBP und IR Rekonstruktion wurden bezüglich objektiver (Signal-Rausch-Verhältnis, Kontrast-Rausch-Verhältnis) und subjektiver (subjektives Rauschen, Schärfe, Detailauflösung) Bildqualitätsparameter verglichen.

In der Auswertung der Patientenuntersuchungen wurde die Dosis in Form des  $CTDI_{Vol}$  (volumenbasierter CT-Dosisindex) und des Dosislängenprodukts (DLP) dem Patientenprotokoll entnommen. Röhrenspannung (kV) und Röhrenstrom wurden ebenso notiert. Dies wurde sowohl für die Standarduntersuchung durchgeführt, als auch für die Nachfolgeuntersuchung mit Niedrigdosisprotokoll. Die effektive Dosis (ED) wurde aus dem DLP errechnet, indem dieser Wert mit dem Faktor 0,015 multipliziert wurde, was gemäß der 60. Publikation der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) dem Umrechnungsfaktor für Thorax und Abdomen entspricht (32) (33).

Der anteroposteriore Patientendurchmesser, sowie der laterale Durchmesser wurde auf Höhe des Truncus coeliacus gemessen.

Die objektiven Bildqualitätsparameter wurden durch Messungen in vordefinierten „regions of interest“ (ROIs) ermittelt. Letztere wurden dabei für jede Untersuchung bzw. Rekonstruktion in folgenden anatomischen Lokalisationen platziert:

ROI\* in der Luft 5mm ventral des Abdomens auf Höhe des Truncus coeliacus

ROI\*\* im M. psoas auf Höhe des unteren Pols der rechten Niere

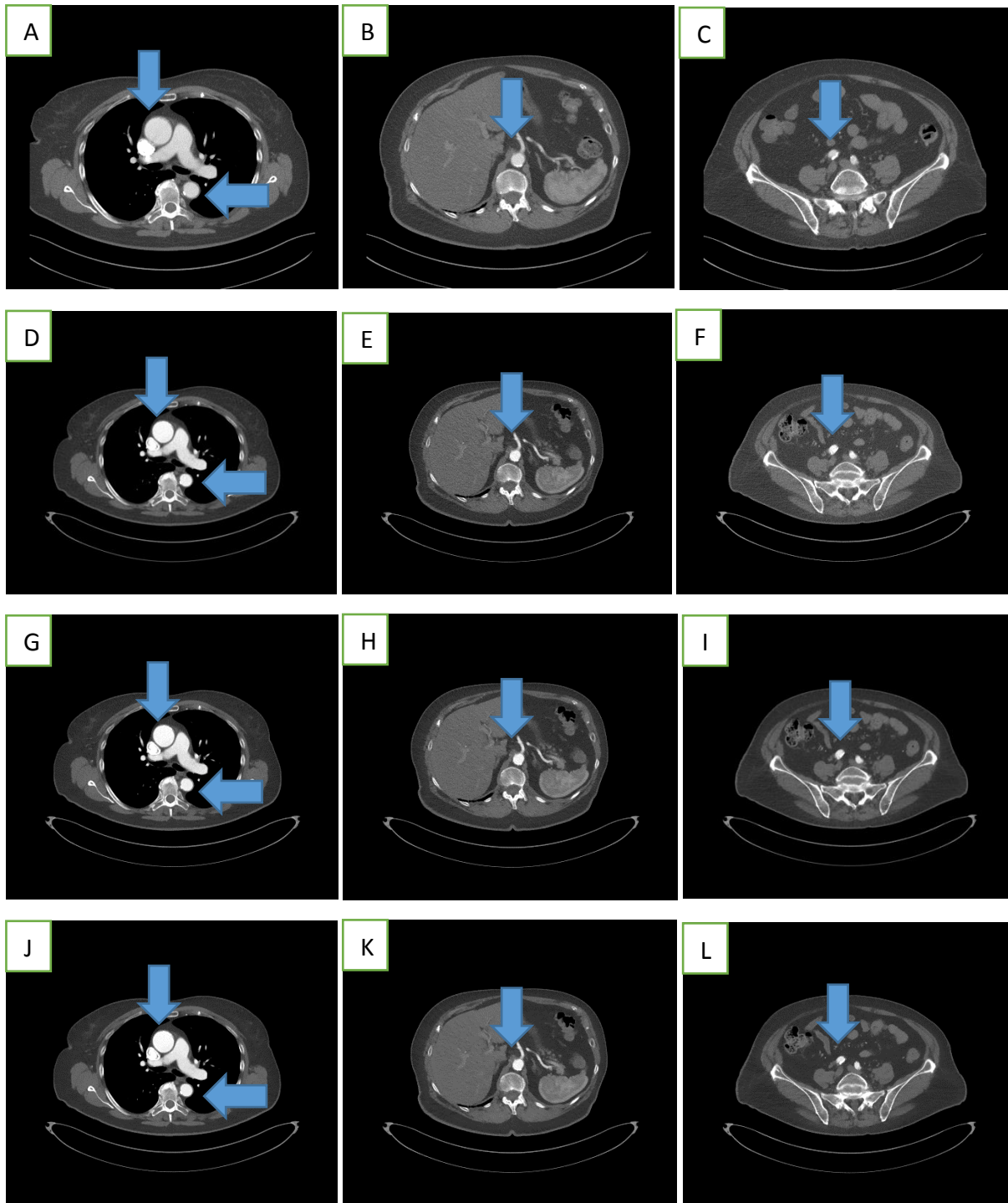
ROI1 in A. ascendens auf Höhe des Truncus pulmonalis

ROI2 in A. descendens auf Höhe des Truncus pulmonalis

ROI3 in A. abdominalis auf Höhe des Truncus coeliacus

ROI4 im proximalen Teil der A. iliaca sinistra

Die Größe der ROIs war im M. psoas und in der Luft auf ein Areal von  $2\text{cm}^2$  festgelegt und wurde in den übrigen Lokalisationen möglichst groß gewählt. Hier variierte die Größe zwischen  $0,20\text{cm}^2$  (ROI in A. iliaca sinistra),  $2\text{-}3\text{cm}^2$  (ROI in A. descendens/ A. abdominalis) und  $6\text{-}8\text{cm}^2$  (ROI in A. ascendens).



**Abb.9** – Darstellung der Schnittbilder der beiden Protokolle; Pfeile weisen auf die anatomische Struktur, an der ein ROI platziert wurde.

*A,B,C Standardprotokoll*

*D,E,F Niedrigdosisprotokoll mit FBP*

*G,H,I Niedrigdosisprotokoll mit IR3*

*J,K,L Niedrigdosisprotokoll mit IR5*

Die durchschnittliche aortoiliacale Dichte ( $HU_{Aorta}$ ) in der arteriellen Kontrastmittelpphase wurde für jeden Patienten für das Standardprotokoll, sowie für die gefilterte Rückprojektion und die zwei iterativen Rekonstruktionen des Niedrigdosisprotokolls (IR3, IR5) als Durchschnittswert der 4 ROIs entlang des aortoiliacalen Systems berechnet.

Das Bildrauschen wurde als Standardabweichung der HU-Werte in den ROIs definiert.

Entsprechend wurde das Verhältnis von Kontrast zu Rauschen, CNR (contrast-to-noise ratio), folgendermaßen ermittelt:

$$CNR = (HU_{Aorta} - ROI_{PM}) / \text{Rauschen}$$

Der SNR-Wert (signal-to-noise ratio) bzw. das Signal-Rausch-Verhältnis wurde berechnet, indem die Dichteanhebung der Aorta durch das Bildrauschen dividiert wurde:

$$SNR = HU_{Aorta} / \text{Rauschen der Aorta}$$

## 2.6 Qualitative Bildanalyse

Subjektiv wurde die Gesamtbildqualität von zwei unabhängigen Betrachtern mit folgender Skalierung beurteilt:

- 1) hohe Bildqualität ohne relevante Einschränkung (,exzellent‘),
- 2) gute Bildqualität mit erhöhtem Bildrauschen, jedoch ausreichende Bildqualität für Diagnostik (,gut‘),
- 3) diagnostisch relevante Einschränkung der Bildqualität durch starkes Rauschen oder Streifenartefakte (,eingeschränkt‘),
- 4) unzureichende Bildqualität, diagnostisch unbrauchbar (,schlecht‘)

Die Datensätze wurden randomisiert und die CT-Untersuchungsparameter wurden ausgeblendet.

Bewertet wurde das Standardprotokoll und das Niedrigdosisprotokoll in drei Rekonstruktionen (FBP, IR3, IR5) in Hinblick auf folgende Gesichtspunkte:

Die Schärfe der Aorta im Thorax (1: Kontur der A. descendens gestochen scharf - 4: Kontur der A. descendens äußerst unscharf), das Bildrauschen im Thorax (1: minimales Bildrauschen – 4: äußerst starkes Bildrauschen), die Schärfe der Aorta im Abdomen (1: Kontur der Aorta gestochen scharf – 4: Kontur der Aorta äußerst unscharf), sowie das Bildrauschen im Abdomen (1: minimales Bildrauschen – 4: äußerst starkes Bildrauschen). Auch die Ausprägung von Artefakten, entweder eines gesetzten Stents oder von Plaques (1: keine Beeinträchtigung der umgebenden Strukturen; 2: minimale Beeinträchtigung der umgebenden Strukturen; 3: starke Beeinträchtigung der umgebenden Strukturen; 4: umgebende Strukturen durch Artefakt nicht beurteilbar) und die Schärfe der A. hepatica (1: gute Abgrenzbarkeit der A. hepatica bis in Peripherie; 2: Abgrenzbarkeit der A. hepatica bis zur zweiten Bifurkation; 3: Abgrenzbarkeit der A. hepatica bis zur ersten Bifurkation; 4: A. hepatica nicht abgrenzbar) wurden berücksichtigt. Abschließend wurde der Gesamteindruck des Bildes bewertet.

Für alle weiteren Berechnungen wurde der Mittelwert aus den Bewertungen der beiden Untersucher gebildet.

## 2.7 Statistik

Die statistische Analyse erfolgte mit Excel-Software (Excel 2013; Microsoft) und IBM® SPSS® für Windows, Version 21.0.

Die Statistik wurde sowohl deskriptiv, als auch induktiv durchgeführt. Kontinuierliche Werte wurden als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung, kategorische Werte als absolute und relative Häufigkeit angegeben. Zum Vergleich von CTDI<sub>Vol</sub>, DLP, Bildrauschen, CNR, SNR, Patientendurchmesser und quantitativer Bildqualität beider Scans (Standard- und Niedrigdosisprotokoll) wurde der Student-t-Test verwendet. Zum intraindividuellen Vergleich zwischen Standard- und Niedrigdosisprotokollen wurden sowohl der Wilcoxon- und der Friedman-Test für verbundene Stichproben, als auch der Dunn's Multiple Comparison Test herangezogen. Bei der subjektiven Bildqualität erfolgte die Auswertung sowohl mithilfe des Wilcoxon- und des Friedman-Tests als auch mithilfe des Dunn's Multiple Comparison Test.

Zur Betrachtung des Zusammenhangs zwischen Patientendurchmesser und Bildrauschen wurde die logistische Regression herangezogen.

Als Signifikanzniveau wurde  $p < 0,05$  angenommen.



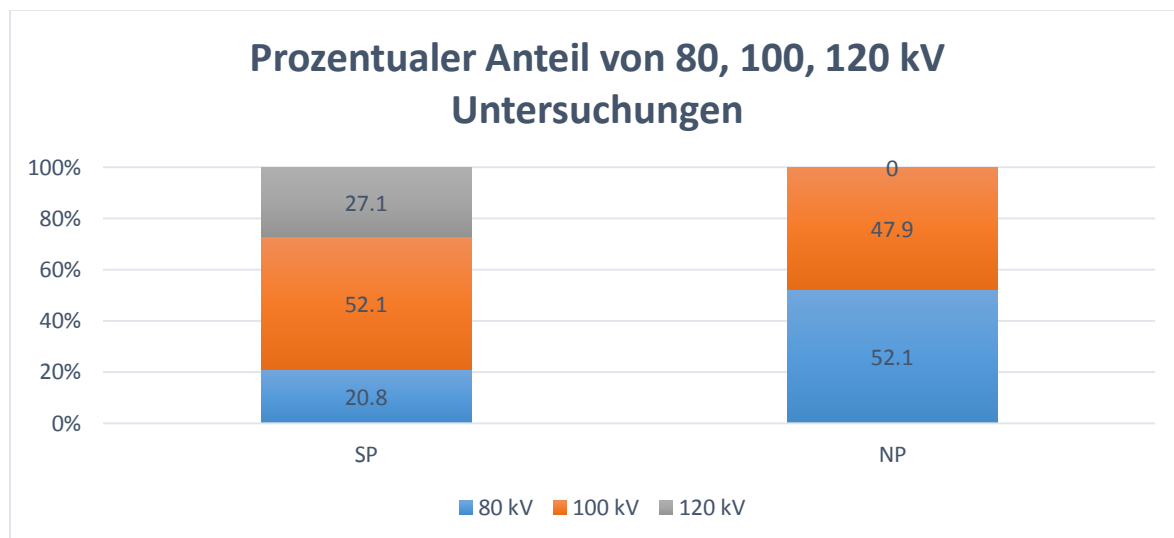
### 3 Ergebnisse

Von den 48 Patienten, die sowohl mit dem Standardprotokoll, als auch mit dem Niedrigdosisprotokoll untersucht wurden, waren 15 Patienten weiblich (31,25%) und 33 männlich (68,75%). Das Geschlecht stand in keinem Zusammenhang mit der ausgewählten Röhrenspannung ( $p=0,909$ ).

#### 3.1 Strahlendosisparameter

Die Absenkung des akzeptierten Rauschniveaus um 40% in unserem Niedrigdosisprotokoll führte im Rahmen der automatisierten Selektion der Röhrenspannung zu folgenden Effekten bei der Wahl der Röhrenspannung:

Bei 13 (27,08%) Patienten erfolgte eine Reduktion von 100kV auf 80kV. In 10 Fällen (20,83%) wurde die Röhrenspannung von 120 kV auf 100kV gesenkt, in 4 Fällen (8,33%) von 120kV auf 80kV. Bei 11 (22,92%) Patienten wurden die 100kV des Standardprotokolls beibehalten, in 8 Fällen (16,66%) die 80kV. Bei Beibehaltung der Spannung wurde „nur“ der Röhrenstrom reduziert. In zwei Fällen (4,17%) wurde die Röhrenspannung von 80kV auf 100kV erhöht.



**Abb.10** - Diagramm zeigt Verteilung der kV-Wahl bei beiden Protokollen  
SP = Standardprotokoll mit gefilterter Rückprojektion  
NP = Niedrigdosisprotokoll mit automatisierter Röhrenspannung und iterativer Rekonstruktion

Eine Zusammenfassung der Strahlendosisparameter zeigt Tabelle 3. Der durchschnittliche  $CTDI_{Vol}$  des Niedrigdosisprotokolls ( $4,00 \pm 1,40$  mGy) war signifikant niedriger (44,63%) als der des Standardprotokolls ( $7,23 \pm 2,62$  mGy) ( $p=0,001$ ).

Entsprechend war das durchschnittliche Dosislängenprodukt im Niedrigdosisprotokoll ( $336,10 \pm 131,50$  mGy/cm) signifikant niedriger (45,16%;  $p=0,001$ ) als im Standarddosisprotokoll ( $612,98 \pm 259,92$  mGy/cm).

Gleiches galt naturgemäß für die durchschnittliche effektive Dosis.

**Tabelle 3** – Strahlendosisparameter: kV, mAs,  $CTDI_{Vol}$ , DLP (Dosislängenprodukt) und effektive Dosis – für Standard- (SP) und Niedrigdosisprotokoll (NP)

	SP	NP	p
Röhrenspannung kV	$101,25 \pm 13,93$ (80-120)	$89,58 \pm 10,10$ (80-100)	0,001
Röhrenstrom mAs	$170,27 \pm 39,72$ (97-256)	$139,77 \pm 41,01$ (78-255)	0,001
$CTDI$	$7,23 \pm 2,63$ (2,5-14,0)	$4,00 \pm 1,40$ (1,5-7,5)	0,001
DLP	$612,98 \pm 259,92$ (188-1284)	$336,10 \pm 131,50$ (58-656)	0,001
Effektive Dosis	$9,19 \pm 3,90$	$5,04 \pm 1,973$	0,001
<b>Dosisreduktion</b>		<b>45,16%</b>	

*Daten sind Durchschnittswerte  $\pm$  SD*

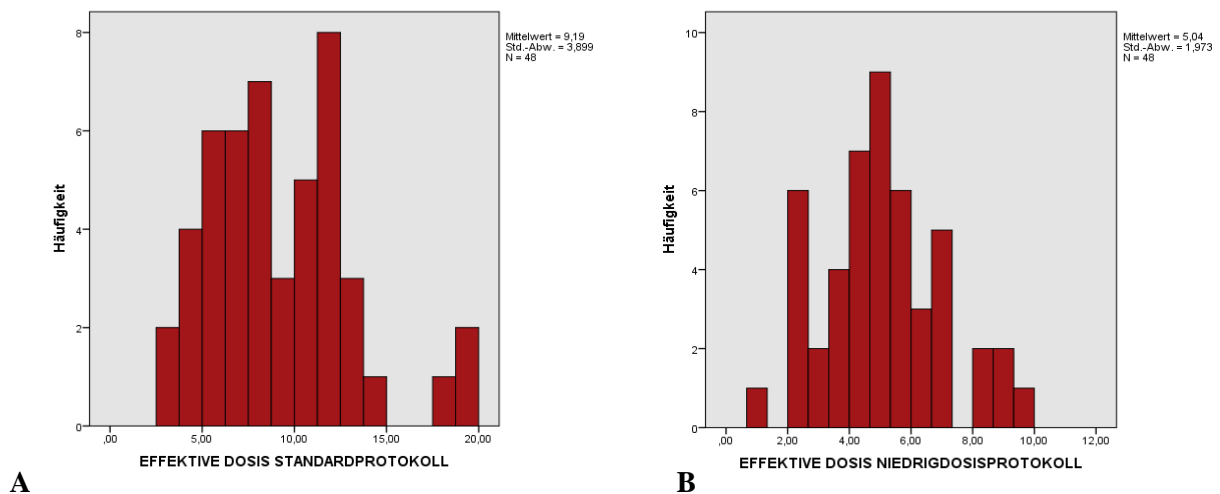
*SP = Standardprotokoll mit gefilterter Rückprojektion*

*NP = Niedrigdosisprotokoll mit iterativem Rekonstruktionsalgorithmus*

*$CTDI_{Vol}$  = Volumendosisindex der Computertomographie*

*Effektive Dosis durchschnittlich um 45,16% gesenkt*

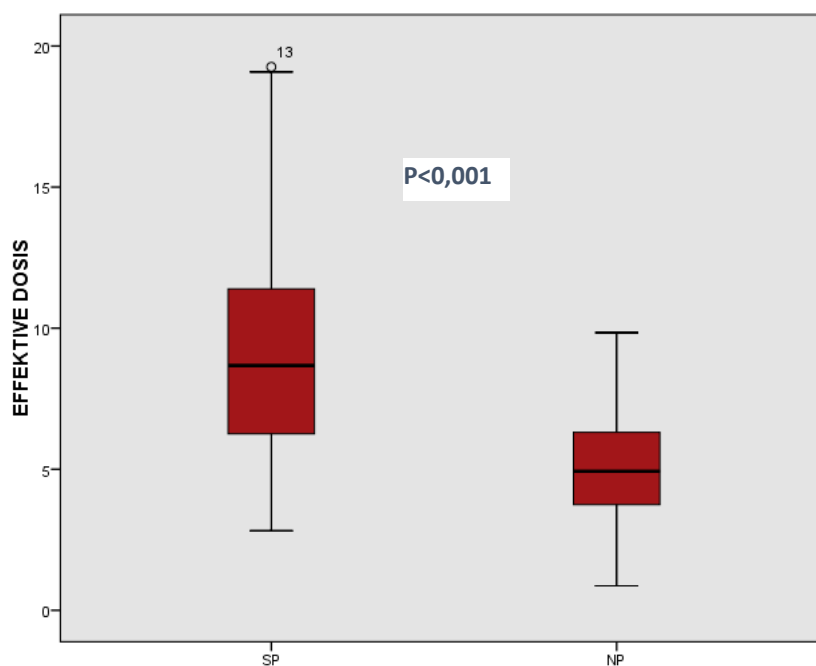
Abbildung 11 zeigt die Verteilung der effektiven Dosis für die gesamte Kohorte im Überblick vergleichend für das Standarddosisprotokoll und das Niedrigdosisprotokoll.



**Abb.11** – Verteilung der effektiven Dosis in beiden Protokollen und Vergleich zwischen der effektiven Dosis für die gesamte Patientengruppe.

**A** und **B**, Histogramme zeigen die Verteilung der effektiven Dosis für beide Protokolle. Das Standardprotokoll(**A**) wurde mit der gefilterten Rückprojektion verarbeitet, das Niedrigdosisprotokoll (**B**) wurde iterativ rekonstruiert.

Das nachfolgende Diagramm verdeutlicht den Unterschied zwischen der effektiven Dosis des Standardprotokolls und des Niedrigdosisprotokolls im intraindividuellen Vergleich.

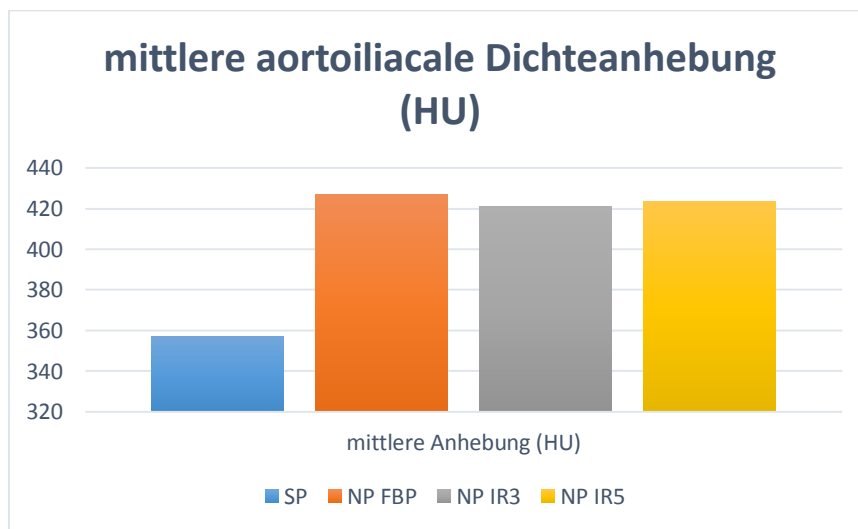


**Abb.12** – Box-Plot zeigt die Verteilung der effektiven Dosis (mSv) für beide Protokolle.

### 3.2 Quantitative Bildqualität

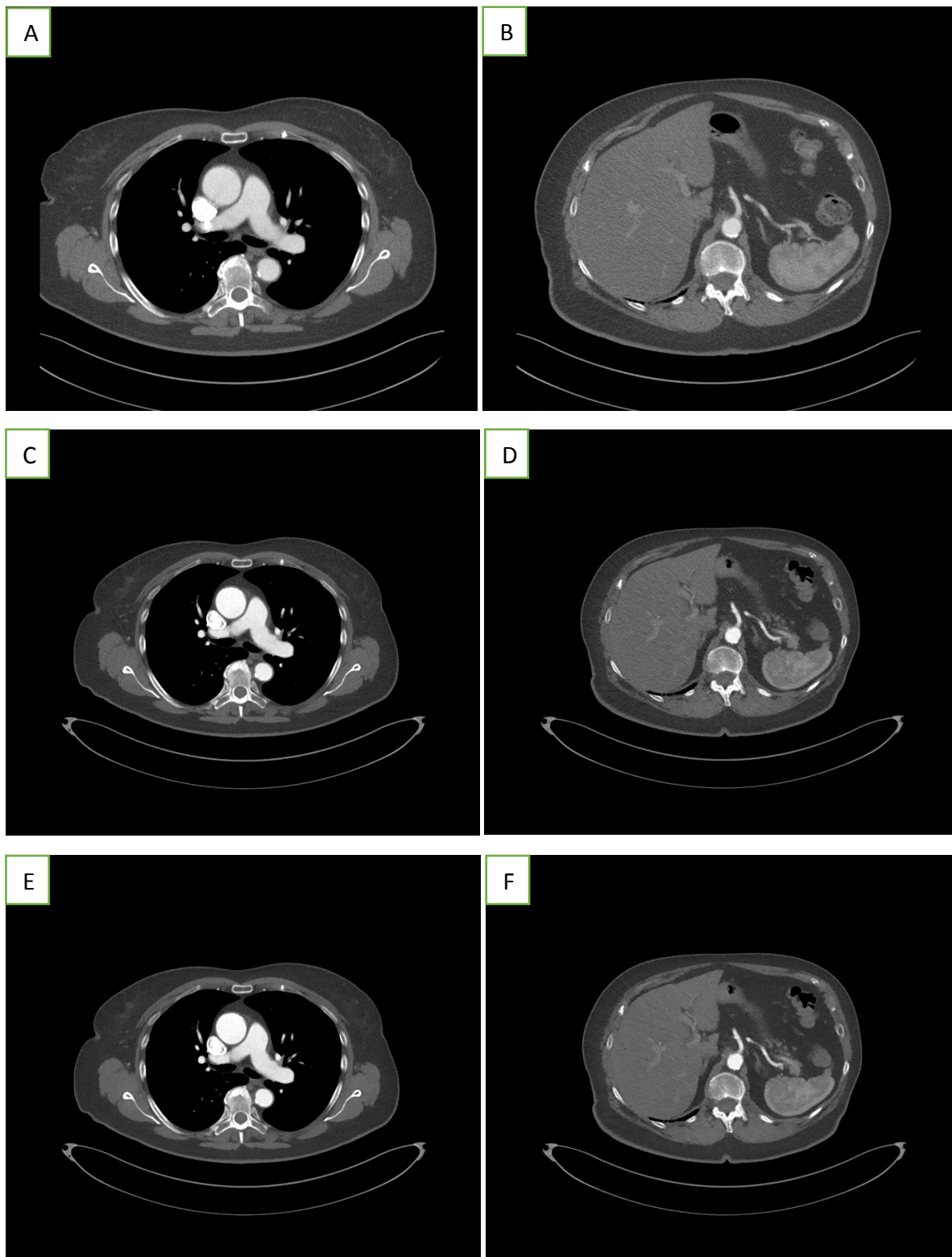
Das durchschnittliche Bildrauschen der Standardprotokolluntersuchungen in den Gefäßen lag bei  $19,26 \pm 3,82$ . Bei den Niedrigdosisuntersuchungen mit konventioneller gefilterter Rückprojektion war das durchschnittliche Rauschen in den Gefäßen im Vergleich dazu relevant und signifikant erhöht ( $27,62 \pm 5,47$ ;  $p=0,001$ ). Bei iterativer Rekonstruktion in Stärke 3 (IR3) war das durchschnittliche Bildrauschen gering und gerade noch signifikant erhöht ( $21,99 \pm 6,16$ ;  $p=0,045$ ). Bei der iterativen Rekonstruktion in Stärke 5 (IR5) war das Bildrauschen im Vergleich zum Standardprotokoll reduziert ( $16,69 \pm 3,80$ ;  $p=0,06$ ).

Das durchschnittliche Bildrauschen bei iterativer Rekonstruktion (IR5) war im Vergleich zur iterativen Rekonstruktion (IR3) signifikant reduziert ( $p=0,001$ ).



**Abb.13** – Durchschnittliche Dichteanhebung der Aorta im Standardprotokoll im Vergleich zum Niedrigdosisprotokoll mit verschiedener Rekonstruktion (NP FBP; NP IR3, NP IR5)

Die folgenden axialen Schnittbilder zeigen die Darstellungen des Thorax und Abdomens beider Protokolle im Vergleich. Das Standardprotokoll wurde in diesem Beispiel mit 120kV gefahren, das Niedrigdosisprotokoll mit 100kV.



**Abb.14** – Axiale CT-Bilder zeigen Unterschiede beider Protokolle; Standardprotokoll mit gefilterter Rückprojektion und Niedrigdosisprotokoll in den verschiedenen Rekonstruktionen IR3 und IR5

**A, B** Standardprotokoll mit 120kV und  $CTDI_{Vol}$  von 10mGy

**C, D** Niedrigdosisprotokoll IR3 mit 100kV und  $CTDI_{Vol}$  von 3,7mGy

**E, F** Niedrigdosisprotokoll IR5 mit 100kV und  $CTDI_{Vol}$  von 3,7mGy

Das Verhältnis zwischen Kontrast und Bildrauschen der Aorta (CNR) lag beim Standardprotokoll durchschnittlich bei  $17,86 (\pm 7,47)$ . Im Vergleich dazu gab es bei der Rekonstruktion mit gefilterter Rückprojektion des Niedrigdosisprotokolls keinen signifikanten Unterschied ( $16,50 \pm 7,14$ ;  $p=0,286$ ). Der CNR-Wert des Niedrigdosisprotokolls mit iterativer Rekonstruktion in Stärke 3 war im Vergleich nicht signifikant erhöht ( $21,99$ ;  $p=0,083$ ). Einzig das Niedrigdosisprotokoll mit iterativer Rekonstruktion in Stärke 5 zeigte einen signifikant erhöhten CNR-Wert von  $30,42 \pm 11,35$  ( $p=0,001$ ) gegenüber dem des Standardprotokolls.

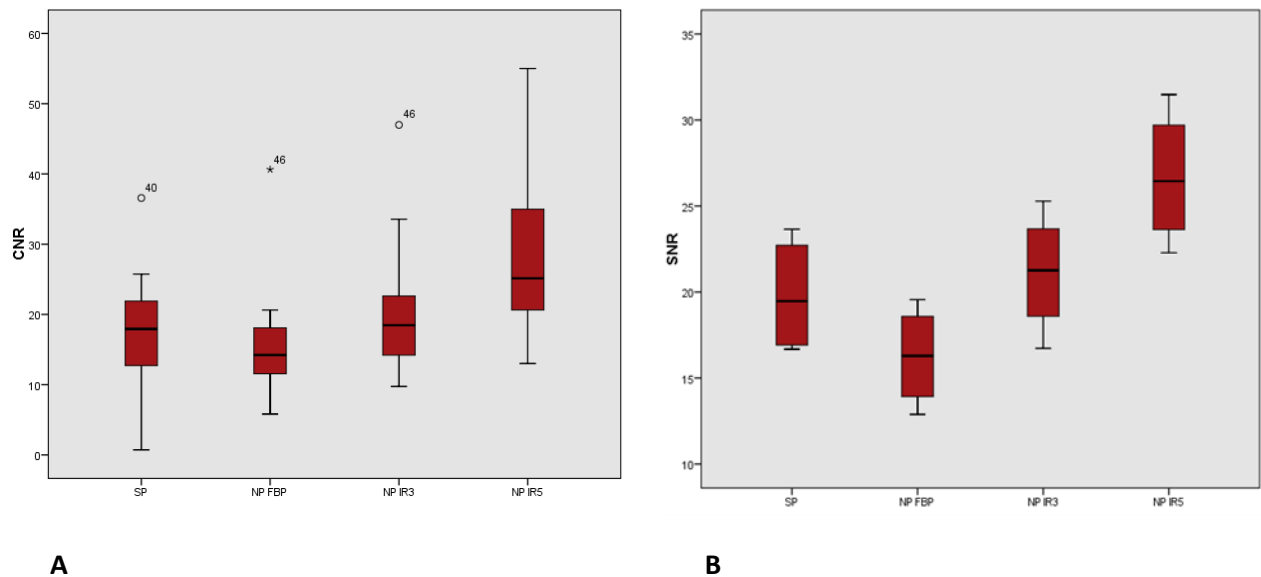
Der durchschnittliche SNR-Wert (signal-to-noise ratio) betrug im Standarddosisprotokoll  $19,82 \pm 3,44$ . Im Vergleich dazu war SNR beim Niedrigdosisprotokoll mit gefilterter Rückprojektion signifikant erniedrigt ( $16,25 \pm 2,93$ ;  $p=0,02$ ), bei iterativer Rekonstruktion in Stärke 3 (IR3) nicht signifikant verändert ( $21,13 \pm 3,56$ ;  $p=0,846$ ) und bei iterativer Rekonstruktion in Stärke 5 (IR5) signifikant erhöht ( $26,66 \pm 3,95$ ;  $p=0,01$ ).

Die folgende Tabelle zeigt die SNR-Werte der vier Rekonstruktionen.

**Tab. 4 -** SNR-Werte der vier Rekonstruktionen (NP, NP FBP, NP IR3, NP IR5) an fünf verschiedenen Lokalisationen (Aorta ascendens, Aorta descendens, Truncus coeliacus, Musculus psoas, Arteria iliaca) und der durchschnittliche SNR-Wert jeder Rekonstruktion

	<b>SNR <math>\pm</math> Standardabweichung</b>
<b>SP Aorta ascendens</b>	23,64 $\pm$ 8,23
<b>SP Aorta descendens</b>	21,78 $\pm$ 7,08
<b>SP Truncus</b>	16,67 $\pm$ 5,87
<b>SP Muskel</b>	2,53 $\pm$ 0,88
<b>SP A. iliaca</b>	17,15 $\pm$ 6,79
<b>SP gesamt</b>	<b>19,82<math>\pm</math>3,44</b>
<b>NP FBP Aorta ascendens</b>	19,55 $\pm$ 6,56
<b>NP FBP Aorta descendens</b>	17,61 $\pm$ 5,89
<b>NP FBP Truncus</b>	12,88 $\pm$ 4,49
<b>NP FBP Muskel</b>	1,82 $\pm$ 0,75
<b>NP FBP A. iliaca</b>	14,96 $\pm$ 6,53
<b>NP FBP gesamt</b>	<b>16,25<math>\pm</math>2,93</b>
<b>NP IR3 Aorta ascendens</b>	25,28 $\pm$ 8,15
<b>NP IR3 Aorta descendens</b>	22,06 $\pm$ 8,32
<b>NP IR3 Truncus</b>	16,72 $\pm$ 6,63
<b>NP IR3 Muskel</b>	2,45 $\pm$ 1,01
<b>NP IR3 A. iliaca</b>	20,45 $\pm$ 9,04
<b>NP IR3 gesamt</b>	<b>21,13<math>\pm</math>3,56</b>
<b>NP IR5 Aorta ascendens</b>	31,47 $\pm$ 9,85
<b>NP IR5 Aorta descendens</b>	27,93 $\pm$ 10,56
<b>NP IR5 Truncus</b>	22,28 $\pm$ 8,49
<b>NP IR5 Muskel</b>	3,32 $\pm$ 1,34
<b>NP IR5 A. iliaca</b>	24,97 $\pm$ 8,11
<b>NP IR5 gesamt</b>	<b>26,66<math>\pm</math>3,95</b>

Die beiden Box-Plots veranschaulichen die Unterschiede der beiden Protokolle in Bezug auf CNR- und SNR-Werte.



**Abb.15** – CNR (contrast-to-noise ratio) und SNR (signal-to-noise ratio) im Standardprotokoll mit gefilterter Rückprojektion und im Niedrigdosisprotokoll mit gefilterter Rückprojektion, iterativer Rekonstruktion (IR3, IR5)

**A** Box-Plot zeigt CNR-Werte der Aorta

**B** Box-Plot zeigt SNR-Werte der Aorta

Tabelle 5 fasst die Daten der quantitativen Bildanalyse zusammen.

**Tab. 5** - Daten der quantitativen Bildanalyse

	SP	NP FBP	NP IR3	NP IR5
HU Aorta	356,91±131,23	426,98±121,83	421,16±121,47	423,32±121,33
HU Muskel	43,77±10,37	42,18±13,15	41,83±12,97	42,23±12,83
HU Luft	-990,19±19,72	-993,02±8,00	-993,17±8,47	-992,83±6,75
SD Aorta	19,26±3,82	27,62±5,47	21,99±6,16	16,69±3,80
SD Muskel	18,27±4,68	24,89±5,31	18,13±3,92	13,51±2,96
SD Luft	17,38±13,98	15,14±5,97	12,14±6,80	10,01±6,51
SNR Aorta	19,82±3,44	16,25±2,93	21,13±3,56	26,66±3,95
CNR Aorta	17,86±7,47	16,50±7,14	21,99±9,08	30,42±11,35

SP = Standardprotokoll mit gefilterter Rückprojektion

NP FBP= Niedrigdosisprotokoll mit gefilterter Rückprojektion

NP IR3= Niedrigdosisprotokoll mit iterativer Rekonstruktion in Stärke 3

NP IR5 = Niedrigdosisprotokoll mit iterativer Rekonstruktion in Stärke 5

HU Hounsfield Units

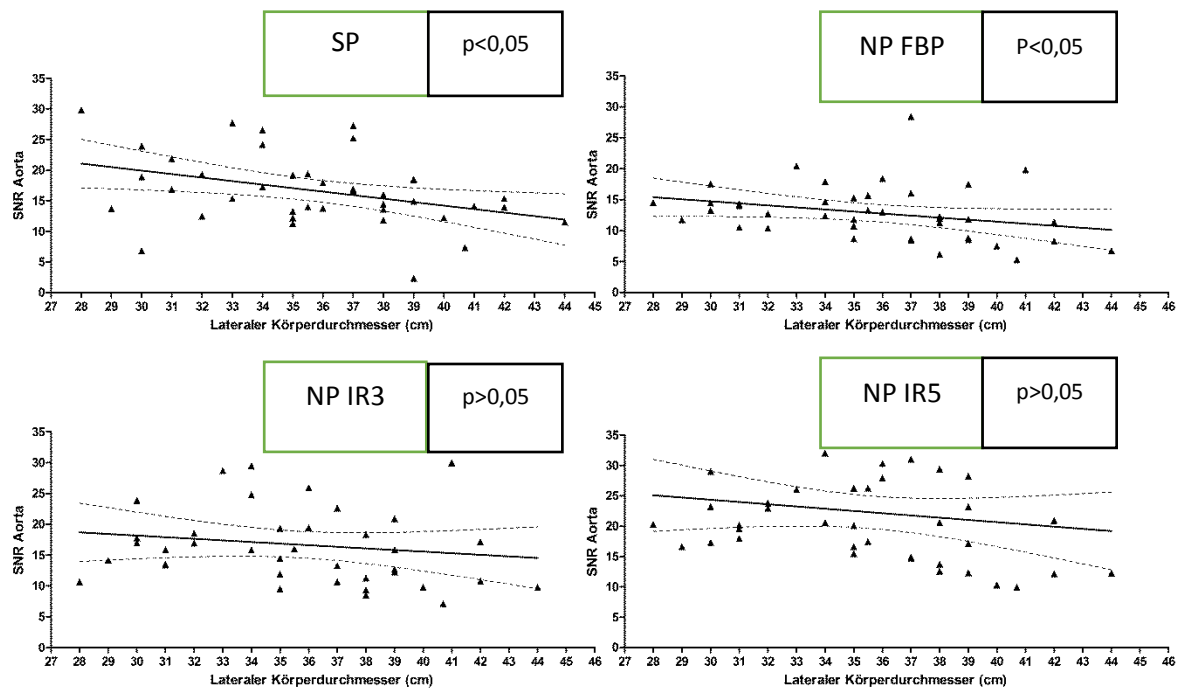
SD Bildrauschen

SNR signal-to-noise ratio

CNR contrast-to-noise ratio



Das Verhältnis aus Signal-zu-Rauschen konnte bei Verwendung des Niedrigdosisprotokolls mit iterativer Rekonstruktion selbst bei adipösen Patienten konstant gehalten werden. Bei Rekonstruktion der Daten unter Verwendung der gefilterten Rückprojektion hatte der Durchmesser des Patienten trotz der Auto-kV-Modulation demgegenüber sehr wohl einen signifikanten Einfluss auf den SNR-Wert. Dieser Befund wird in Abbildung 13 veranschaulicht.

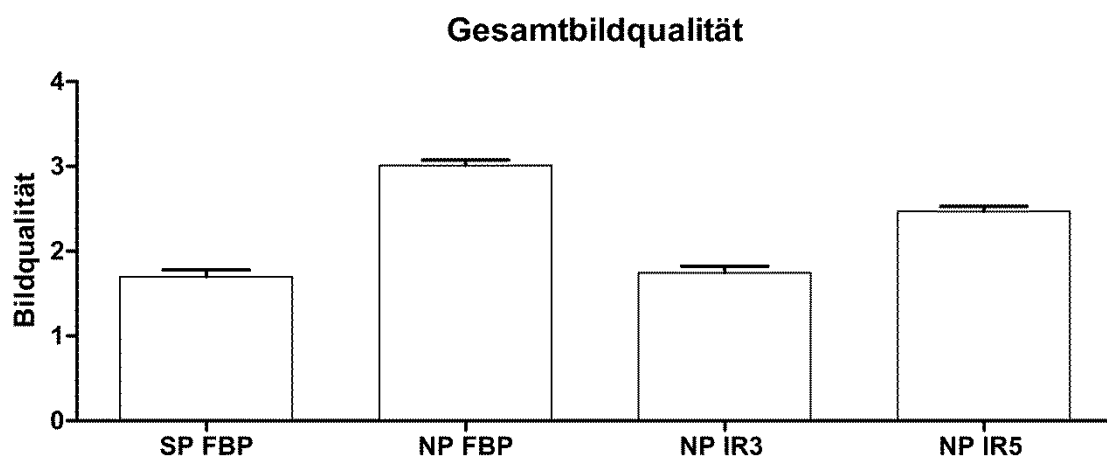


**Abb. 16** – Darstellung der Beziehung zwischen SNR-Wert der Aorta und lateralem Körperdurchmesser (cm) als lineare Regression

### 3.3 Qualitative Bildqualität

Die Ergebnisse der subjektiven Bildanalyse sind in Tabelle 6 zusammengefasst.

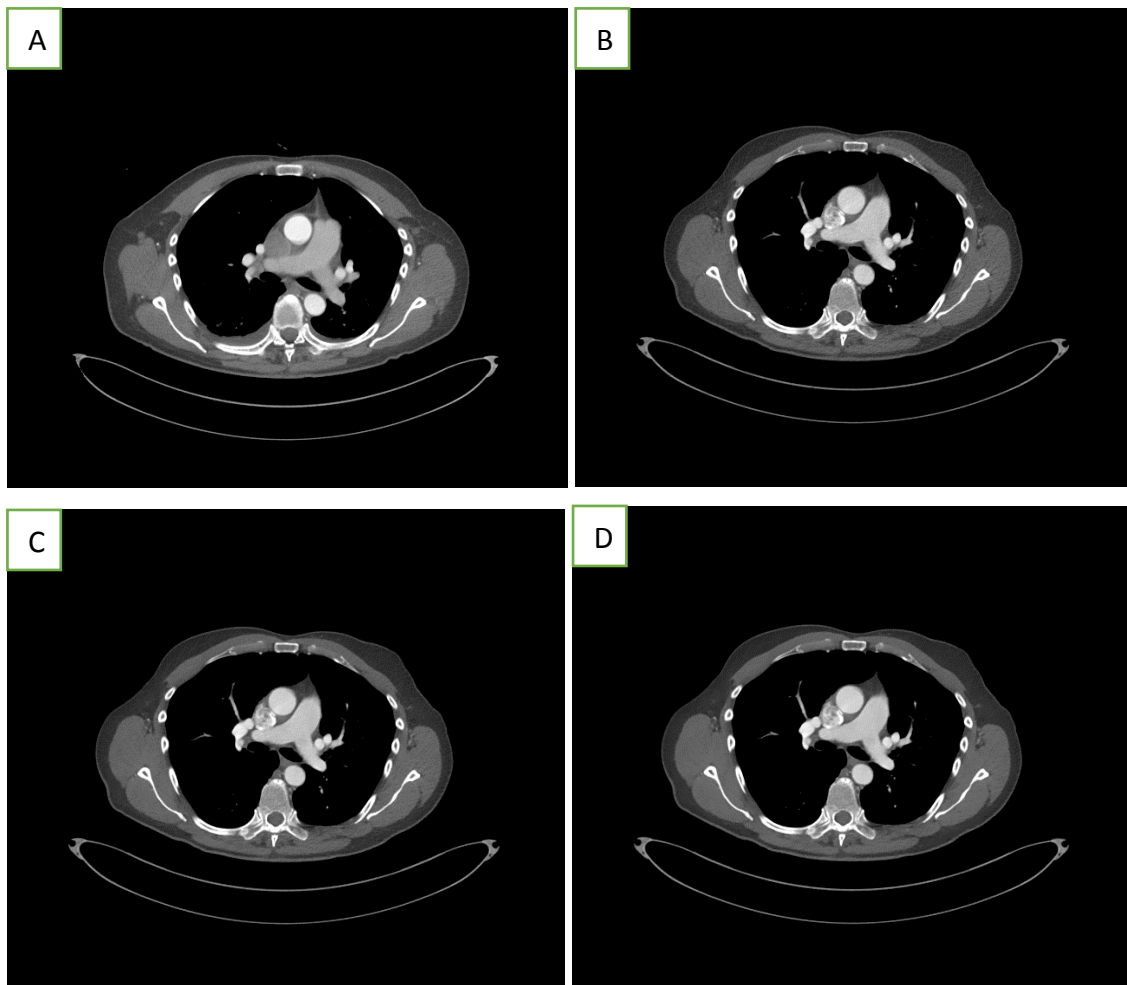
Das Standardprotokoll wurde im Gesamteindruck von Betrachter1 in 23 Fällen mit ‚exzellent‘ (47,9%) und von Betrachter2 in 15 Fällen mit ‚exzellent‘ (31,3%) und in 29 Fällen mit ‚gut‘ (60,4%) bewertet. Für das Niedrigdosisprotokoll mit gefilterter Rückprojektion wurde von Betrachter1 und 2 jeweils in 36 Fällen das Urteil ‚eingeschränkt‘ (75%) vergeben. Mit iterativer Rekonstruktion (IR3) wurde von Betrachter1 das Ergebnis ‚gut‘ für 25 Untersuchungen gewählt (53,2%), Betrachter2 befand 31 Fälle für ‚gut‘ (66%). Die iterative Rekonstruktion in Stärke 5 wurde von Betrachter1 in 22 Fällen (50%) als ‚exzellent‘ erachtet, Betrachter2 wählte in 28 Fällen das Ergebnis ‚gut‘ (58,3%). Der Friedman-Test ergab, dass sich die Ergebnisse hinsichtlich des Gesamteindrucks des Standardprotokolls, des Niedrigdosisprotokolls mit FBP, des IR3-Protokolls und des IR5-Protokolls signifikant unterschieden ( $p=0,001$ ). Im Wilcoxon-Test zeigte sich, dass sich die beiden Bewertungen des Standardprotokolls und des IR3-Protokolls mit durchschnittlichen Bewertungen von 1,70 und 1,75 nicht signifikant voneinander unterschieden ( $p=0,876$ ). Die iterative Rekonstruktion IR5 wurde mit 2,47 signifikant schlechter bewertet ( $p=0,001$ ) und das Niedrigdosisprotokoll mit FBP Rekonstruktion mit 3,01 am schlechtesten ( $p=0,001$ ).



**Abb. 17** – Darstellung der subjektiven Bewertung der Gesamtbildqualität für das Standardprotokoll (SP) und das Niedrigdosisprotokoll mit FBP, IR3 und IR5

Die Schärfe der thorakalen Aorta wurde im Standardprotokoll von Betrachter1 in 23 Fällen (60,5%) und von Betrachter2 in 24 Fällen (63,2%) für ‚exzellent‘ befunden, was eine durchschnittliche Bewertung von 1,42 ergab. Im Niedrigdosisprotokoll mit gefilterter Rückprojektion (Bewertung 2,13) befand Betrachter1 die Schärfe in 13 Fällen (34,2%) für ‚gut‘ und in 15 Fällen für ‚ausreichend‘, während Betrachter2 18 Fällen (47,4%) als ‚gut‘ erachtete. Die Schärfe der thorakalen Aorta wurde für die iterative Rekonstruktion (IR3) von beiden Betrachtern in 23 Fällen (62,2%) für ‚exzellent‘ befunden (Bewertung 1,40) und für die iterative Rekonstruktion (IR5; Bewertung 1,38) in 24 Fällen (63,2%). Der Friedman-Test ergab hier ebenfalls, dass sich die vier Protokolle in Bezug auf die Schärfe der thorakalen Aorta signifikant unterschieden ( $p=0,001$ ). Im Wilcoxon-Test zeigte sich, dass sich die Bewertungen für das Niedrigdosisprotokoll mit gefilterter Rückprojektion signifikant von den Bewertungen des Standardprotokolls und denen der IR3- bzw. IR5-Protokolle unterschied ( $p=0,001$ ). Untereinander unterschieden sich die iterativ rekonstruierten Protokolle (IR3, IR5) nicht signifikant voneinander ( $p=1$ ) und auch vom Standardprotokoll unterschieden sich die iterativ rekonstruierten Bilder (IR3, IR5) hinsichtlich der Bewertung der Schärfe der thorakalen Aorta nicht signifikant (IR3:  $p=0,635$ ; IR5:  $p=0,709$ ).

Das Rauschen der thorakalen Aorta wurde für das Standardprotokoll von Betrachter1 in 20 Fällen (52,6%) und von Betrachter2 in 15 Fällen (39,5%) als ‚exzellent‘ eingestuft, was eine Bewertung von 1,61 ergab. Im Vergleich dazu wurde das Niedrigdosisprotokoll mit gefilterter Rückprojektion (Bewertung 2,75) von beiden Betrachtern als ‚ausreichend‘ eingestuft (Betrachter1 in 21 Fällen [55,3%], Betrachter2 in 24 Fällen [63,2%]). Das IR3-Protokoll wurde hingegen von Betrachter1 in 20 Fällen (54,1%) mit ‚exzellent‘ und von Betrachter2 in 23 Fällen (62,2%) mit ‚gut‘ bewertet, was im Durchschnitt auf 1,59 hinauslief. Das Rauschen der thorakalen Aorta wurde im IR5-Protokoll von beiden Betrachtern als ‚exzellent‘ betrachtet, von Betrachter1 in 21 (55,3%) und von Betrachter2 in 24 Fällen (63,2%), mit einer Durchschnittsbewertung von 1,41. Auch hier zeigt der Friedman-Test, dass sich die Protokolle eins bis vier signifikant unterschieden ( $p=0,001$ ). Der Wilcoxon-Test ergab, dass sich die Bewertung des Niedrigdosisprotokolls mit FBP von den drei anderen Protokollen (SP, IR3, IR5) signifikant unterschied ( $p=0,001$ ), die iterativen Rekonstruktionen sich aber nicht vom Standardprotokoll unterschieden (IR3:  $p=0,707$ ; IR5:  $p=0,087$ ).



**Abb.18** – Axiale CT-Bilder des Thorax

*A Standardprotokoll mit 120kV und  $CTDI_{Vol}$  von 8,8mGy*

*B Niedrigdosisprotokoll FBP mit 100kV und  $CTDI_{Vol}$  von 3,4mGy*

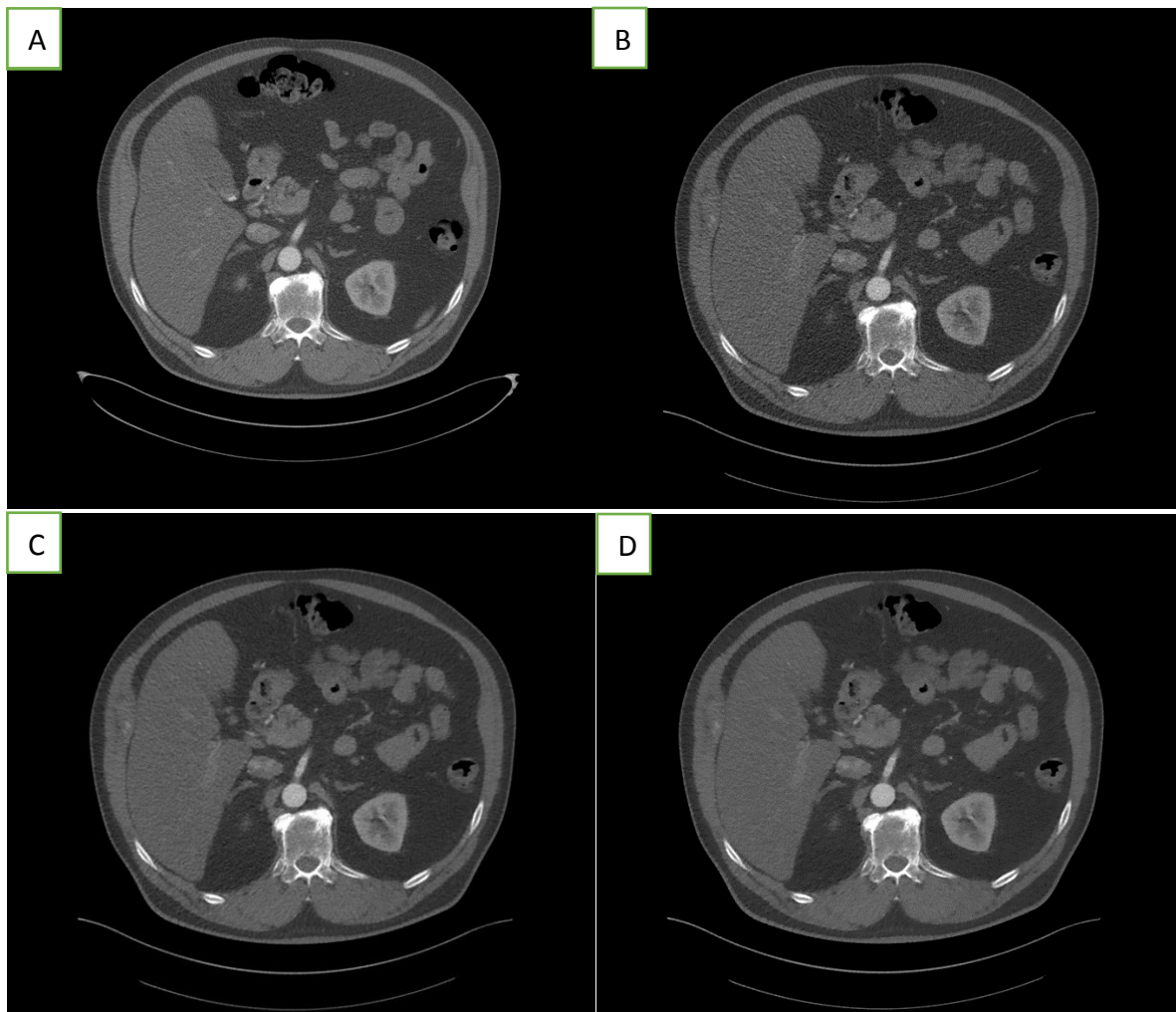
*C Niedrigdosisprotokoll IR3 mit 100kV und  $CTDI_{Vol}$  von 3,4mGy*

*D Niedrigdosisprotokoll IR5 mit 100kV und  $CTDI_{Vol}$  von 3,4mGy*

Die Schärfe der Bauchaorta wurde im Standardprotokoll von beiden Betrachtern mit ‚exzellent‘ bewertet (1,61), von Betrachter1 in 31 Fällen (64,6%), von Betrachter2 in 27 Fällen (56,3%). Im Niedrigdosisprotokoll mit FBP befanden beide Betrachter die Schärfe der abdominellen Aorta für ‚ausreichend‘ (2,54) in 26 Fällen (54,2%), im IR3-Protokoll für ‚gut‘ in 28 Fällen (Betrachter1; 59,6%) bzw. in 29 Fällen (Betrachter2; 61,7%), wodurch sich ein Durchschnitt von 1,69 ergab. Im IR5-Protokoll (Bewertung 1,67) wurde die Schärfe ebenfalls für ‚gut‘ befunden, von Betrachter1 in 27 Fällen (56,3%), von Betrachter2 in 31 Fällen (64,6%). Der Friedman-Test zeigte hier ebenfalls, dass die Schärfe der abdominellen Aorta in den vier unterschiedlichen Scan-Typen signifikante Unterschiede aufwies ( $p=0,001$ ). Im Wilcoxon-Test wurden signifikante Unterschiede zwischen dem Niedrigdosisprotokoll mit FBP und dem Standard-, dem IR3- und dem IR5-Protokoll aufgezeigt ( $p=0,001$ ), während es keine signifikanten Unterschiede zwischen IR3 und IR 5 ( $p=0,763$ ), zwischen IR3 und dem Standardprotokoll ( $p=0,199$ ) oder zwischen IR5 und dem Standardprotokoll ( $p=0,335$ ) gab.

Das Rauschen im abdominellen Bereich wurde im Standardprotokoll von beiden Betrachtern als ‚gut‘ angesehen (in 33 Fällen; 68,8%) und im Durchschnitt mit 1,92 bewertet, das Niedrigdosisprotokoll mit FBP wurde von Betrachter1 in 37 Fällen (77,1%) und von Betrachter 2 in 38 Fällen mit ‚eingeschränkt‘ bewertet (Bewertung 3,10). Das IR3-Protokoll wurde das Rauschen betreffend von beiden Betrachtern mit ‚gut‘ bewertet (Betrachter1 in 28 Fällen [59,6%]; Betrachter2 in 33 Fällen [70,2%]), ebenso das IR5-Protokoll (Betrachter1 in 25 Fällen [52,1%] und Betrachter2 in 24 Fällen [50%]). Die Unterschiede in den vier Untersuchungstypen wurden durch den Friedman-Test für signifikant befunden ( $p=0,001$ ).

Der Wilcoxon-Test zeigte, dass das Rauschen im abdominellen Bereich im Niedrigdosisprotokoll mit FBP signifikant schlechter bewertet wurde als in den drei anderen Rekonstruktionen ( $p=0,001$ ), das IR3-Protokoll mit einer Durchschnittsbewertung von 1,81 unterschied sich nicht signifikant vom Standardprotokoll ( $p=0,213$ ), das IR5-Protokoll wurde mit einer durchschnittlichen Bewertung von 1,59 hinsichtlich des Rauschens signifikant besser eingestuft ( $p=0,004$ ).



**Abb. 19 - Darstellung der beiden Protokolle im abdominellen Bereich**

*A Standardprotokoll mit 120kV und  $CTDI_{Vol}$  von 8,8mGy*

*B Niedrigdosisprotokoll FBP mit 100kV und  $CTDI_{Vol}$  von 3,4mGy*

*C Niedrigdosisprotokoll IR3 mit 100kV und  $CTDI_{Vol}$  von 3,4mGy*

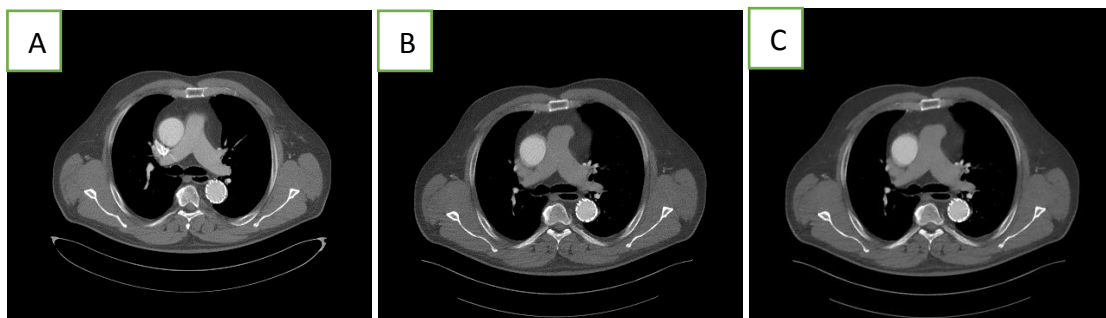
*D Niedrigdosisprotokoll IR5 mit 100kV und  $CTDI_{Vol}$  von 3,4mGy*

Die Darstellung der A. hepatica im Standardprotokoll wurde von Betrachter1 in 27 Fällen (56,3%) und von Betrachter2 in 23 Fällen (47,9%) mit ‚exzellent‘ bewertet, im Durchschnitt mit 1,57. Im Niedrigdosisprotokoll mit FBP befanden die Betrachter die Darstellung für ‚ausreichend‘, Betrachter1 in 31 Fällen (64,6%) und Betrachter2 in 27 Fällen (56,3%), was einen Durchschnitt von 2,94 ergab. Mit ‚gut‘ wurde sie im IR3-Protokoll von beiden Betrachtern (1: in 29 Fällen [61,7%]; 2: in 33 Fällen [70,2%]) bewertet (1,87) und im IR5-Protokoll ebenfalls von Betrachter1 in 34 Fällen (70,8%) und von Betrachter2 in 31 Fällen (64,6%) für ‚gut‘ befunden, die Durchschnittsbewertung belief sich auf 2,03.

Auch die unterschiedliche Darstellung der A. hepatica wurde im Friedman-Test als signifikant erwiesen ( $p=0,001$ ).

Im Wilcoxon-Test stellte sich heraus, dass sich jede der vier Rekonstruktionen von den jeweils anderen drei signifikant unterschied. Das Niedrigdosisprotokoll mit gefilterter Rückprojektion schnitt signifikant am schlechtesten ab ( $p=0,001$ ), gefolgt von der iterativen Rekonstruktion IR5, während das Standardprotokoll in der Darstellung der A. hepatica vor der iterativen Rekonstruktion IR3 den Sieg davontrug (SP-IR3:  $p=0,010$ ; SP-IR5:  $p=0,001$ ; IR3-IR5:  $p=0,006$ ).

Das Ausmaß der Artefakte wurde ebenfalls bewertet. Im Standardprotokoll vergaben beide Betrachter in 39 Fällen (83%), im Niedrigdosisprotokoll mit FBP in 40 Fällen (85,1%) die Bewertung ‚gut‘, die durchschnittliche Bewertung lag bei 2,06. Im IR3-Protokoll, durchschnittlich bewertet mit 1,97, befanden beide Betrachter das Ausmaß der Artefakte für ‚gut‘ (Betrachter1 in 41 Fällen [87,2%]; Betrachter2 in 42 Fällen [89,4%]) und im IR5-Protokoll wurde ebenfalls das Urteil ‚gut‘ gewählt (in jeweils 43 Fällen [91,5%]). Die Unterschiede in der Bewertung des Ausmaßes der Artefakte im Standardprotokoll, Niedrigdosisprotokoll mit FBP, IR3-Protokoll und IR5-Protokoll zeigten sich im Friedman-Test als nicht signifikant ( $p=0,156$ ).



---

**Abb.20** – Darstellung der Schnittbilder auf Höhe des Truncus pulmonalis

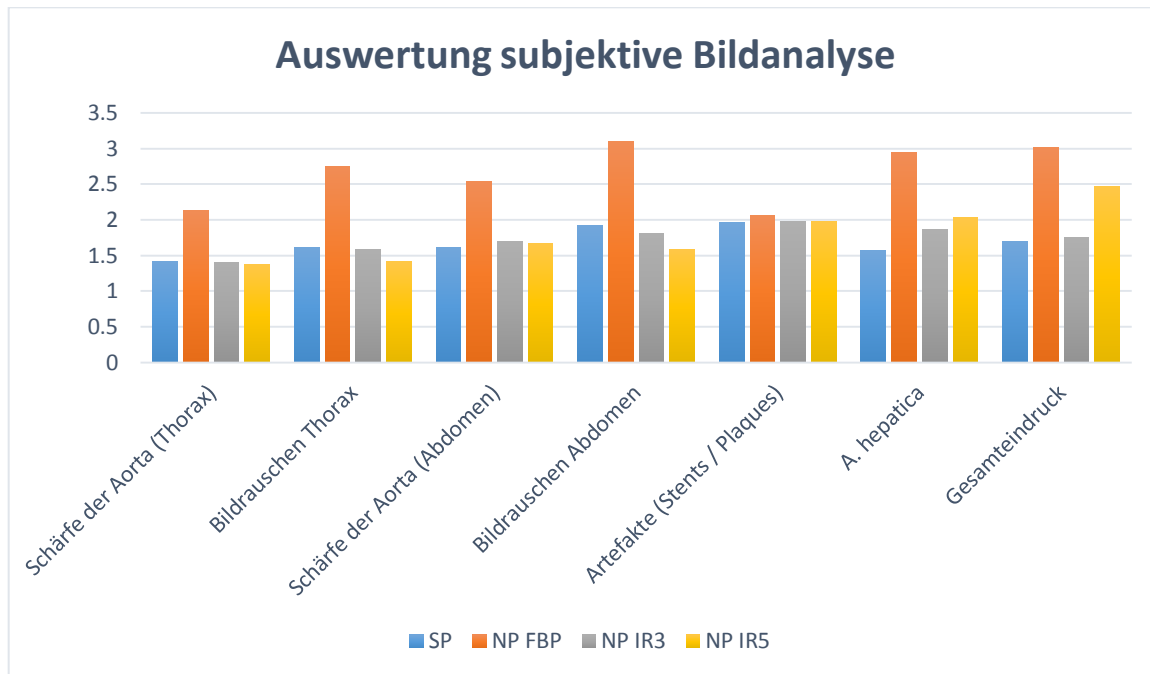
*A Standardprotokoll mit 120kV und  $CTDI_{Vol}$  von 12mGy*

*B Niedrigdosisprotokoll IR3 mit 100kV und  $CTDI_{Vol}$  von 6,25mGy*

*C Niedrigdosisprotokoll IR5 mit 100kV und  $CTDI_{Vol}$  von 6,25mGy*

---

Einen Überblick über die gesamte Auswertung der subjektiven Bildanalyse gibt das nachfolgende Diagramm.



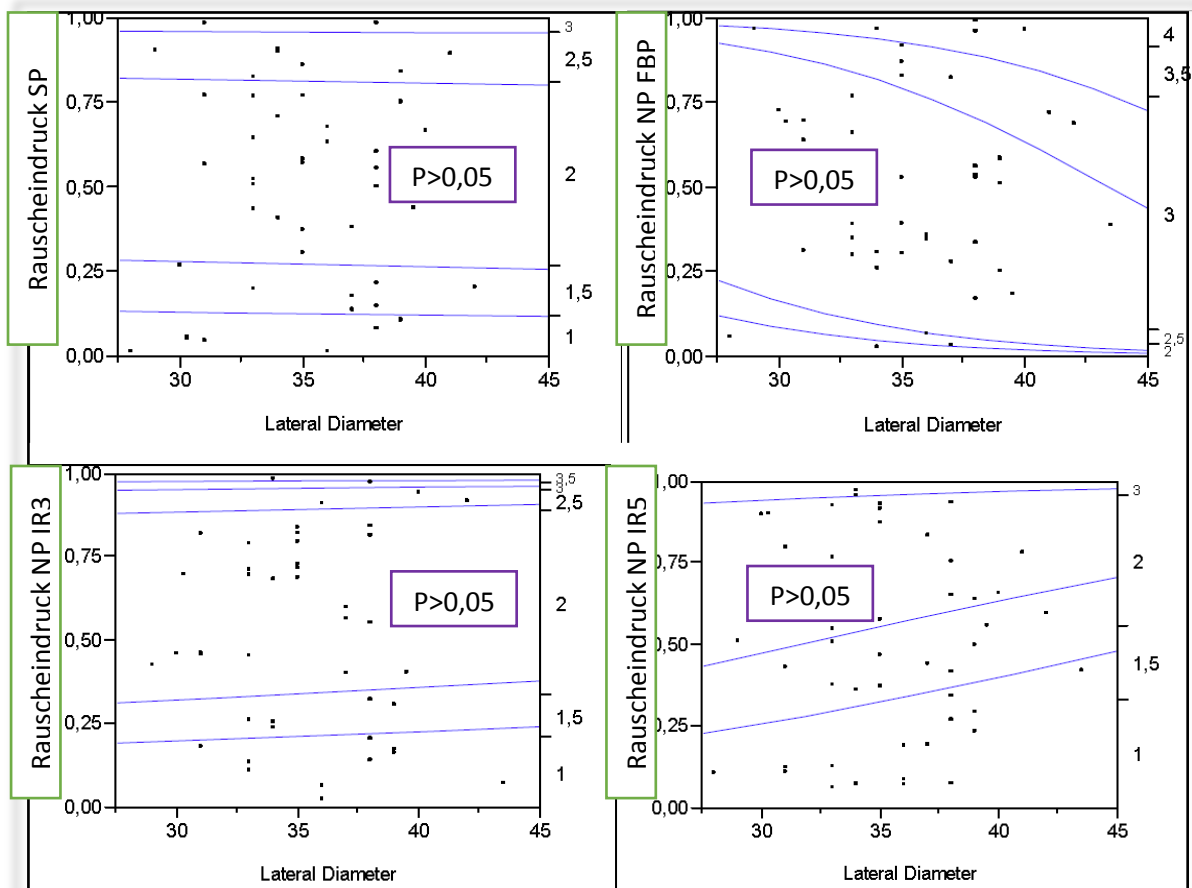
**Abb.21** – Das Diagramm zeigt die Auswertung der subjektiven Bildanalyse in Hinblick auf die Schärfe der Aorta (Thorax), das Bildrauschen im Thorax, die Schärfe der Aorta (Abdomen), das Bildrauschen im Abdomen, die Ausprägung der Artefakte, die Darstellung der A. hepatica und den Gesamteindruck im Überblick.



Der Patientendurchmesser hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Bewertung der subjektiven Bildqualität der Niedrigdosisprotokolle (NP FBP:  $p=0,09$ ; NP IR3:  $p=0,117$ ; NP IR5:  $p=0,052$ ). Es bestand jedoch ein Zusammenhang zwischen dem Patientendurchmesser und der Bewertung der subjektiven Bildqualität des Standardprotokolls ( $p=0,0019$ ).

Dank der Auto-kV-Modulation gab es insbesondere keinen signifikanten Unterschied im Rauscheindruck im Bereich der Bauchaorta bei unterschiedlichem Habitus. Im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion fand sich bei der iterativen Rekonstruktion allerdings ein klarer Trend zur vollständigen Entkopplung von Rauschen und Durchmesser des Patienten (SP:  $p=0,92$ ; NP FBP:  $p=0,08$ ; NP IR3:  $p=0,84$ ; NP IR5:  $p=0,4$ ).

Abbildung 22 veranschaulicht die Beziehung zwischen dem Rauscheindruck im abdominellen Bereich und dem lateralen Körperdurchmesser.



**Abb. 22** - Darstellung der Beziehung zwischen der Bewertung des subjektiven Rauscheindrucks der Bauchaorta und dem lateralen Körperdurchmesser (cm)

Tabelle 6 fasst die Daten der qualitativen Bildanalyse nochmals zusammen.

**Tabelle 6** – Durchschnittliche Bewertungen der subjektiven Bildqualität bezüglich Schärfe der Aorta (Thorax), des Bildrauschens (Thorax), der Schärfe der Aorta (Abdomen), des Bildrauschens (Abdomen), der Ausprägung von Artefakten, der Schärfe der A. hepatica und des Gesamteindrucks für alle vier Protokolle (SP, NP FBP, NP IR3, NP IR5)

Durchschnittswerte				
Parameter	Betrachter 1	Betrachter 2	Konsensus	P
Schärfe der Aorta (Thorax)				
SP	1,45	1,39	1,42	
NP FBP	2,21	2,05	2,13	0,001
NP IR3	1,38	1,41	1,40	>0,05
NP IR5	1,39	1,37	1,38	>0,05
Bildrauschen (Thorax)				
SP	1,53	1,68	1,61	
NP FBP	2,66	2,84	2,75	0,001
NP IR3	1,49	1,68	1,59	>0,05
NP IR5	1,45	1,37	1,41	>0,05
Schärfe der Aorta (Abdomen)				
SP	1,65	1,56	1,61	
NP FBP	2,56	2,52	2,54	0,001
NP IR3	1,68	1,70	1,69	>0,05
NP IR5	1,65	1,69	1,67	>0,05
Bildrauschen (Abdomen)				
SP	1,90	1,94	1,92	
NP FBP	3,06	3,13	3,10	0,001
NP IR3	1,77	1,85	1,81	>0,05
NP IR5	1,60	1,58	1,59	>0,05
Ausprägung von Artefakten (Stents / Plaques)				
SP	1,96	1,96	1,96	0,156
NP FBP	2,02	2,09	2,06	
NP IR3	1,91	2,02	1,97	
NP IR5	1,96	2,00	1,98	
Schärfe der A. hepatica				
SP	1,54	1,60	1,57	
NP FBP	2,90	2,98	2,94	0,001
NP IR3	1,83	1,91	1,87	>0,05
NP IR5	2,00	2,06	2,03	>0,05
Gesamteindruck				
SP	1,63	1,77	1,70	
NP FBP	2,98	3,04	3,01	0,001
NP IR3	1,66	1,83	1,75	>0,05
NP IR5	2,52	2,42	2,47	0,001

*p*-Werte beziehen sich auf den Vergleich mit dem Standardprotokoll;

*p*-Wert der Ausprägung der Artefakte ergab keinen Signifikanzunterschied zwischen den einzelnen Protokollen

## 4 Diskussion

Die stetig steigende Anzahl an CT-Untersuchungen und hiermit zunehmende Strahlenexposition hat in den letzten Jahren zu verstärkten technischen Bemühungen geführt, die Dosis einer einzelnen CT-Untersuchung systematisch zu senken (1) (11) (12) (13). Dies gilt umso mehr, als die Strahlenexposition pro Untersuchung in der letzten Dekade von CT-Generation zu CT-Generation kontinuierlich gestiegen ist (1).

Die Strahlenschutzkommission (SSK; ‚International Commission on Radiologic Protection‘) plädiert für das ALARA-Prinzip (‚as low as reasonably achievable‘), das für eine Wahl der geringstmöglichen Dosis steht, ohne dass dies zu einer Verschlechterung der Bildqualität führt.

### 4.1 Verschiedene Lösungsansätze

Da die Dosis proportional zum Quadrat der Röhrenspannung und linear zum Röhrenstrom steigt, ist eine Senkung der Spannung der wirkungsvollste Weg, um eine Dosisreduktion zu erreichen (33). Ein besonderer Vorteil der Spannungsabsenkung liegt zudem darin, dass hierdurch auch der Bildkontrast verbessert wird, mit Blick auf das Absorptionsmaximum von Jod insbesondere bei kontrastmittelangehobenen Untersuchungen.

Bei relevanter Reduktion der Strahlendosis kommt es jedoch unweigerlich zu einer Verschlechterung der Bildqualität, da sowohl die Begrenzung von Röhrenstrom als auch der Spannung das Bildrauschen erhöht.

In den letzten Jahren wurden jedoch neue Technologien und Methoden entwickelt, um eine Dosisreduktion bei konstanter Bildqualität zu ermöglichen. Die automatische Röhrenstrommodulation mit automatischer Anpassung des Produkts aus Röhrenstrom und Zeit (mAs) stellt sicher, dass bei schlanken Patienten die Dosis bei gleichbleibender Bildqualität reduziert wird, es andererseits bei adipösen Patienten jedoch nicht zu einem inakzeptablen Bildrauschen kommt (4). Eine Weiterentwicklung dieser Technik ist die ‚attenuation-based automated kilovoltage selection‘. Auch hierbei wird im ersten Schritt des Scans mit geringer Spannung ein Topogramm des Patienten erstellt.

Ähnlich wie bei der automatischen Röhrenstrommodulation wird anhand der Schwächungsdaten eine individuelle Optimierung der Röhrenspannung vorgenommen, die im Anschluss durch ein passendes Röhrenstrom-Zeit-Produkt ergänzt wird. Das Ergebnis ist eine optimale Bildqualität bei niedriger, individualisierter Strahlenexposition.

Der größte Durchbruch in Richtung Dosisreduktion erfolgte durch Einführung alternativer Rekonstruktionsalgorithmen im Jahre 2009. Während bei der jahrzehntelang verwendeten gefilterten Rückprojektion Dosis und Rauschen linear korreliert sind, erlaubt die alternative iterative Rekonstruktion in gewissen Grenzen eine Entkopplung dieser Größen und somit eine signifikante Dosisreduktion bei gewohnter Bildqualität. Im Rahmen der iterativen Rekonstruktion wird der Rauschanteil der rekonstruierten CT-Bilder in mehreren Validationsschleifen geschätzt und von den rauschfreien Basisinformationen Schritt für Schritt subtrahiert. Infolge der hierzu notwendigen hohen Rechenleistung ist das Verfahren erst seit Kurzem in den klinischen Alltag integrierbar. Bei dem in unserer Arbeit verwendeten SAFIRE handelt es sich um eine von mittlerweile zahlreich verfügbaren Spielarten der iterativen Rekonstruktion, die 2010 eingeführt und mittlerweile bereits durch weiterentwickelte Nachfolgeprodukte ersetzt wurde (18).

#### 4.2 Vergleich mit weiteren Arbeiten zur automatischen kV-Modulation und iterativen Rekonstruktion

Das Potential zur Dosissenkung sowohl durch automatische kV-Modulation als auch durch Verwendung der iterativen Rekonstruktion wurde bereits in mehreren Vorgängerstudien zur CTA der Aorta systematisch untersucht.

So konnte allein durch die Anwendung der automatisierten Spannungsmodulation in einem intraindividuellen Vergleich von CTA-Untersuchungen der Aorta der  $CTDI_{vol}$  in einer Gruppe von 35 Patienten um 16% (10.6 versus 8.9mGy) gesenkt werden (34).

Es bestehen große Diskrepanzen zwischen beschriebenen Dosiseinsparungen bei Verwendung iterativer Rekonstruktionsverfahren (12) (35). Neben der Verwendung verschiedener Rekonstruktionsalgorithmen und Standardprotokollen als Referenz ist dies vor allem auf eine empirische Wahl der festgelegten Dosiseinsparung zurückzuführen (27) (28) (36) (37) (35).

Phantom-Studien oder Studien, in denen Dosisreduzierungen schrittweise durchgeführt werden, um die maximal erreichbare Dosisreduktion zu erfassen, sind seltener und können kaum mit den raschen Weiterentwicklungen der IR-Algorithmen mithalten (12) (24) (29) (38).

Die Entscheidung zur Dosisreduktion von 40% in unserer Arbeit basierte auf systematischer Evaluierung anderer Studien zur Dosisreduktion bei CT-Untersuchungen des Abdomens und der Empfehlung des CT-Anbieters. Mittlerweile wurden Arbeiten veröffentlicht, in denen dank Verwendung rohdatenbasierter iterativer Rekonstruktionen Dosisersparungen von bis zu 50% bei CTA-Untersuchungen der Aorta (36) bzw. von bis zu 50-75% bei abdominalen CT-Untersuchungen erzielt werden konnten (38). Andere Studien, die mit dem iterativen Rekonstruktionsalgorithmus ASIR arbeiteten, legen für CT-Untersuchungen des Abdomens ein Reduktionspotential zwischen 23-75% nahe (35) (Hara et al 32-65%) (39).

Nach unserem Wissen sind wir die Ersten, die die iterative Rekonstruktion und die automatische kV-Modulation in einem Protokoll kombinieren, um so eine durchgreifende und unabhängig vom Habitus robuste Dosisreduktion zu erzielen.

Die Ergebnisse unserer Arbeit belegen einmal mehr die Überlegenheit der iterativen Rekonstruktion im Vergleich zur konventionellen gefilterten Rückprojektion und zeigen, dass die objektive und subjektive Qualität der iterativ rekonstruierten Bilder im intraindividuellen Vergleich trotz Dosisabsenkung von nahezu 50% konstant gehalten werden kann, ja sogar ein tendenziell besseres Signal-Rausch-Verhältnis bietet.

Ausgehend von der in der vorliegenden Studie erreichten tatsächlichen Dosisersparung von 45,16% kann bei Patienten mit Follow-Up-Untersuchungen die kumulative Dosis um ein Vielfaches reduziert werden. Basierend auf dem durchschnittlichen CTDI<sub>Vol</sub> dieser Studie beträgt der CTDI<sub>Vol</sub> eines Patienten, der viermal im Jahr eine CT-Untersuchung durchläuft nun 16mGy (4x4mGy) im Vergleich zu 28,92mGy, die er mit dem Standardprotokoll erhalten hätte.

Auch Patienten mit größerem Habitus profitieren von der Verwendung des Niedrigdosisprotokolls, auch wenn bei diesen die Dosisreduktion öfter nicht über eine Absenkung der Spannung, sondern lediglich über den Röhrenstrom erfolgen kann. In diesem Kontext erscheint es besonders interessant, dass der Durchmesser der Patienten bei der konventionellen gefilterten Rückprojektion trotz kV-Modulation sehr wohl einen Einfluss auf den SNR-Wert hatte, bei Verwendung der iterativen Rekonstruktion dagegen nicht.

Offensichtlich wird ein geringer, durch die Modulation von Spannung und Strom nicht eliminiertes Resteffekt eines adipösen Habitus durch die rohdatenbasierte iterative Rekonstruktion endgültig eliminiert. Die Verwendung des Niedrigdosisprotokolls ist also auch für Patienten mit überdurchschnittlich großem Körperdurchmesser besonders geeignet.

Bei 56,24% der Patienten dieser Studie wurde eine niedrigere Röhrenspannung im Vergleich zum Standardprotokoll gewählt, ohne dass die Bildqualität objektiv oder subjektiv beeinträchtigt wurde. Die Bildparameter (CNR, SNR) der quantitativen Analyse stellten sich trotz niedrigerer effektiver Dosis bei iterativer Rekonstruktion in Stärke 3 im Vergleich zum Standardprotokoll unverändert dar, die SNR-Werte der iterativen Rekonstruktion in Stärke 5 fielen im Vergleich zum Standardprotokoll im Durchschnitt sogar um 6,84% besser aus. Das Bildrauschen wurde durch die iterative Rekonstruktion in Stärke 5 verringert, während Kontrastierung und Signal erhöht waren.

Bei jeder dosisreduzierenden Maßnahme in der CT ist das tatsächlich erreichte Dosisniveau wesentlich aussagekräftiger als die prozentuale Reduktion zu einem sogenannten Standard. Letzterer mag von Institut zu Institut ein anderer sein, sodass relative Aussagen in diesem Kontext wenig Sinn machen. So mutet die von uns anvisierte Absenkung der Dosis um 40% im Vergleich zu früheren Arbeiten durchaus moderat an, allerdings war bereits unser Standardprotokoll in Richtung Niedrigdosis optimiert und der in unserer Arbeit tatsächlich verwendete  $CTDI_{Vol}$  von 4 mGy deutlich niedriger als ein Großteil der bislang veröffentlichten Richtwerte. In jüngeren Arbeiten von Schabel, Winkellehner und Hansen et al., welche alle das Potential der iterativen Rekonstruktion ohne gleichzeitige Verwendung der kV-Modulation untersuchen, liegen die  $CTDI_{Vol}$  Werte der Niedrigdosisprotokolle beispielsweise bei 8,9, 10 und 5,7 mGy (40)(36)(41). Eine vergleichbar niedriges  $CTDI_{Vol}$  von 3,4 mGy wird in einer Arbeit von Naidu et al. unter Verwendung einer iterativen Rekonstruktion der dritten Generation verwendet (11).

Subjektiv wurde das Niedrigdosisprotokoll mit IR3 genauso gut bewertet wie das Standardprotokoll. Weder Schärfe noch Bildrauschen wurde bei den iterativ rekonstruierten Bildern (IR3) anders bewertet als beim Standardprotokoll. Auch Schindera et al beschrieb bei einer Senkung der Röhrenspannung von 100 auf 80kV trotz erhöhten Bildrauschens eine gleichbleibende subjektive Bildbewertung (42). Die iterative Rekonstruktion in Stärke 5 wurde im Gesamteindruck jedoch schlechter bewertet, was auf die ungewohnt „verschmierte“ Darstellung der Bilder zurückzuführen ist. Die ungewohnt rauschfreie Bilddarstellung von iterativen Rekonstruktionen mit höherer Stärke (SAFIRE, ASIR) wurde auch in anderen Studien, unter anderem von Hara et al als Grund für die anfängliche Skepsis von Radiologen beschrieben (39) (43) (44).

#### *4.3 Vorzüge dieser Studie*

Ein Vorteil dieser Studie gegenüber interindividuellen Studien liegt darin, dass personenbezogene Einflussfaktoren in Bezug auf die Dosisreduktion ausgeschlossen werden konnten, da es sich um den intraindividuellen Vergleich des Standardprotokolls mit dem Niedrigdosisprotokoll handelt und identische Patientencharakteristika vorliegen.

#### *4.4 Einschränkungen dieser Studie*

Eine Einschränkung dieser Studie liegt in der Beschränkung auf die arterielle Kontrastmittelfase. Insbesondere nach Einbringen einer EVAR, werden die CT-Untersuchungen der Aorta jedoch häufig als sogenannte Multiphasen-Untersuchung gefahren, um so aus der Kontrastmitteldynamik zusätzliche Information zum Vorliegen eventueller Endoleaks zu erhalten. Auch zusätzliche Nativuntersuchungen sind in vielen Kliniken etabliert, um bei Vorliegen diskreter Befunde ein Artefakt sicher auszuschließen. Während eine Kombination aus automatisierter Selektion der Röhrenspannung und rohdatenbasierter iterativer Rekonstruktion ohne Zweifel auch die Dosis dieser zusätzlichen Phasen senkt, muss das exakte Potential der Technik für nicht-arterielle Kontrastmittelfasen gesondert untersucht werden.

Insbesondere bleibt festzuhalten, dass die von uns anhand von CTA-Untersuchungen der Aorta gewonnenen Daten nicht ohne Weiteres auf andere CT-Studien, allen voran Standard-Scans von Thorax und Abdomen, übertragbar sind. Da in unserer Arbeit sowohl die subjektive als auch die objektive Bildqualität immer auf arterielle Gefäße bezogen sind und diese in der untersuchten arteriellen Kontrastmittelphase eine Jodkonzentration aufweisen, ist der oben erklärte, dem Absorptionsmaximum von Jod geschuldete positive Effekt einer Spannungsabsenkung bei dieser Art CT-Untersuchung besonders eindrucksvoll. Entsprechend ist davon auszugehen, dass eine Konservierung der gewohnten Bildqualität im Bereich weniger kontrastierter Organe bei unserem Dosisniveau nicht möglich ist.

Ganz grundsätzlich und völlig unabhängig von unseren Ergebnissen scheint in der radiologischen Szene die Bereitschaft zu wachsen, die Toleranz gegenüber einem gewissen Bildrauschen zu erhöhen, um die effektive Dosis so weiter zu senken. Während in der letzten Dekade sowohl die Hersteller- also auch Anwenderseite von der explosionsartigen Verbesserung der Bildqualität „berauscht“ wurden, wird nun immer häufiger der gewohnte hohen Bildqualität der Begriff einer zwar geminderten aber durchaus diagnostischen gegenübergestellt.

#### 4.5 Schlussfolgerung

Unsere Studie zeigt, dass im Rahmen der CTA der thorakalen und abdominellen Aorta die Kombination von automatisierter Selektion der Röhrenspannung mit einem iterativen Rekonstruktionsalgorithmus eine aggressive und in einem breiten BMI-Bereich robuste Dosisreduktion erlaubt, ohne die gewohnte hohe Bildqualität im Vergleich zum Standardprotokoll zu beeinträchtigen. Mit Blick auf die andauernde technische Evolution der erst jüngst eingeführten iterativen Rekonstruktionsmodelle und die immer robuster werdenden Niedrigspannungsalgorithmen der neuesten CT-Generationen bleibt zu hoffen, dass die Dosis auf dem hier untersuchten Weg in naher Zukunft weiter signifikant sinken wird.



## 5 Zusammenfassung

### Ziel

Das Ziel dieser retrospektiven Studie war es, einen intraindividuellen Vergleich zwischen Standard- und Niedrigdosisprotokoll von CTA-Untersuchungen der Aorta anzustellen, um ein geeignetes Niedrigdosisprotokoll für die Untersuchung der Aorta zu etablieren. Das Standardprotokoll mit gefilterter Rückprojektion wurde in Hinblick auf die objektive und subjektive Bildqualität und Strahlenexposition mit einem Niedrigdosisprotokoll mit automatisierter Selektion der Röhrenspannung und iterativer Rückprojektion in verschiedenen Stärken (IR3, IR5) verglichen.

### Material und Methoden

48 Patienten (15 Frauen, 33 Männer) wurden sowohl mit dem Standardprotokoll für CT (SP), als auch nachfolgend mit dem Niedrigdosisprotokoll (NP) mit automatisierter Röhrenspannung und iterativer Rekonstruktion in Stärke 3 bzw. Stärke 5 (SAFIRE) untersucht. Die quantitative Bildqualität wurde an vier verschiedenen Positionen der Aorta mittels ROI gemessen, um Bildrauschen, SNR-Wert und CNR-Wert zu bestimmen und zu vergleichen. Als Strahlendosisparameter wurden der  $CTDI_{Vol}$ , das Dosislängenprodukt und die effektive Dosis der beiden Protokolle (SP, NP) herangezogen. Die subjektive Bildqualität wurde nach einem 4-Punkte-Schema von zwei Radiologen unabhängig voneinander bewertet (1 [exzellente Bildqualität] bis 4 [diagnostisch unbrauchbare Bildqualität]). Zur statistischen Analyse wurden die logistische Regression, der Student-t-Test, der Friedman-Test, der Wilcoxon-Test und Dunn's Multiple Comparison Test verwendet.

Als Signifikanzniveau wurde  $p < 0,05$  angenommen.

### Ergebnis

Durchschnittliche Werte für den  $CTDI_{Vol}$  waren  $7,23 \pm 2,63$  mGy für das Standardprotokoll und  $4,00 \pm 1,40$  mGy für das Niedrigdosisprotokoll ( $p < 0,001$ ). Die effektive Dosis war im Niedrigdosisprotokoll im Durchschnitt um 45,16% niedriger als im Standardprotokoll (9,19 vs. 5,04 mSv;  $p < 0,0001$ ). Hinsichtlich der objektiven Bildparameter unterschied sich das IR3-Protokoll nicht signifikant vom Standardprotokoll ( $p > 0,05$ ), das IR5-Protokoll wies hingegen teils verbesserte objektive Bildparameter auf ( $p < 0,001$ ). Der Durchmesser der Patienten hatte bei iterativer Rekonstruktion keine signifikanten Auswirkungen auf den SNR-Wert ( $p > 0,05$ ).

Im subjektiven Vergleich unterschieden sich das Standard-, das IR3-, und das IR5-Protokoll nicht signifikant voneinander ( $p > 0,05$ ), allein im Gesamteindruck schnitt das IR5-Protokoll schlechter ab ( $p < 0,0001$ ).

### Zusammenfassung

Bei Patienten mit CTA-Untersuchungen der thorakalen und abdominellen Aorta kann die Kombination aus automatisierter Selektion der Röhrenspannung und iterativem Rekonstruktionsalgorithmus die Strahlendosis durchgreifend reduzieren, ohne die gewohnt hohe Bildqualität im Vergleich zum Standardprotokoll mit gefilterter Rückprojektion zu beeinträchtigen. Hierbei erscheint bei Verwendung der aktuell installierten SAFIRE Version die iterative Rekonstruktion in Stärke 3 im Vergleich zur iterativen Rekonstruktion in Stärke 5 als die gefälligere und bildlich aussagekräftigere Variante für Radiologen.

## 6 Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
CNR	Contrast-to-noise Ratio
CT	Computertomographie
CTDI <sub>Vol</sub>	Volumendosisindex der CT
DLP	Dosislängenprodukt
ED	Effektive Dosis
EVAR	Endovascular aneurysm repair
FBP	„Filtered back projection“ = gefilterte Rückprojektion
IR	Iterative Rekonstruktion
IR3	Iterative Rekonstruktion in Stärke 3
IR5	Iterative Rekonstruktion in Stärke 5
M.	Musculus
MRT	Magnetresonanztomographie
NP	Niedrigdosis-Protokoll
NP FBP	Niedrigdosis-Protokoll mit gefilterter Rückprojektion
NP IR3	Niedrigdosis-Protokoll mit iterativer Rekonstruktion in Stärke 3
NP IR5	Niedrigdosis-Protokoll mit iterativer Rekonstruktion in Stärke 5
SAFIRE	Sinogram affirmed iterative reconstruction (Siemens)
SNR	Signal-to-noise Ratio
SP	Standarddosis-Protokoll

## 7 Literaturverzeichnis

1. A. Trugenberg-Schnabel, C. Hachenberger, J. Peter (Redaktion). Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2013;1.
2. Kalender WA. Computertomographie, Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen ; [Dual-source CT, mit CD-ROM]. 2nd ed. Erlangen: Publicis Corp. Publ; 2006. 324 S.
3. David J. Brenner, Ph.D., D.Sc., and Eric J. Hall, D.Phil., D.Sc. Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. *The New England Journal of Medicine* 2007;2277.
4. Costello JE, Cecava ND, Tucker JE, Bau JL. CT radiation dose: current controversies and dose reduction strategies. *AJR Am J Roentgenol* 2013;201(6):1283. eng. doi:10.2214/AJR.12.9720.
5. Dawson P. Patient dose in multislice CT: why is it increasing and does it matter? *Br J Radiol* 2004;77 Spec No 1S10-13. eng. doi:10.1259/bjr/23162044.
6. Cardis E, Vrijheid M, Blettner M, Gilbert E, Hakama M, Hill C, Howe G, Kaldor J, Muirhead CR, Schubauer-Berigan M, Yoshimura T, Bermann F, Cowper G, Fix J, Hacker C, Heinmiller B, Marshall M, Thierry-Chef I, Utterback D, Ahn Y, Amoros E, Ashmore P, Auvinen A, Bae J, Bernar J, Biau A, Combalot E, Deboodt P, Sacristan AD, Eklöf M, Engels H, Engholm G, Gulis G, Habib RR, Holan K, Hyvonen H, Kerekes A, Kurtinaitis J, Malker H, Martuzzi M, Mastauskas A, Monnet A, Moser M, Pearce MS, Richardson DB, Rodriguez-Artalejo F, Rogel A, Tardy H, Telle-Lamberton M, Turai I, Usel M, Veress K. The 15-Country Collaborative Study of Cancer Risk among Radiation Workers in the Nuclear Industry, Estimates of Radiation-Related Cancer Risks. *Radiat Res* 2007;167(4):396. doi:10.1667/RR0553.1.
7. Cardis E. Risk of cancer after low doses of ionising radiation, Retrospective cohort study in 15 countries. *BMJ* 2005;331(7508):77-0. doi:10.1136/bmj.38499.599861.E0.
8. Giles J. Study warns of 'avoidable' risks of CT scans. *news@nature* 2004;431(7007):391. doi:10.1038/431391a.
9. Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP, Howe NL, Ronckers CM, Rajaraman P, Craft AW, Parker L, Berrington de González A. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours, A retrospective cohort study. *The Lancet* 2012;380(9840):499. doi:10.1016/S0140-6736(12)60815-0.
10. Sources and effects of ionizing radiation: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation: UNSCEAR 2000 report to the General Assembly., New York: United Nations, 2000.
11. Naidu SG, Kriegshauser JS, Paden RG, He M, Wu Q, Hara AK. Ultra-low-dose computed tomographic angiography with model-based iterative reconstruction compared with standard-dose imaging after endovascular aneurysm repair: a prospective pilot study. *Abdom Imaging* 2014;39(6):1297. eng. doi:10.1007/s00261-014-0166-1.
12. Korn A, Bender B, Fenchel M, Spira D, Schabel C, Thomas C, Flohr T, Claussen CD, Bhadelia R, Ernemann U, Brodoefel H. Sinogram affirmed iterative reconstruction in head CT: improvement of objective and subjective image quality with concomitant radiation dose reduction. *Eur J Radiol* 2013;82(9):1431. eng. doi:10.1016/j.ejrad.2013.03.011.
13. Brenner DJ. Slowing the Increase in the Population Dose Resulting from CT Scans. *Radiat Res* 2010;174(6b):809. doi:10.1667/RR1859.1.

14. Padole A, Ali Khawaja RD, Kalra MK, Singh S. CT radiation dose and iterative reconstruction techniques. *AJR Am J Roentgenol* 2015;204(4):W384-392. eng. doi:10.2214/AJR.14.13241.
15. Schindera ST, Md, Graca P, Bs, Patak MA, Abderhalden S, Allmen G v., Rt, Vock P, Szucs-Farkas Z. Thoracoabdominal-Aortoiliac Multidetector-Row CT Angiography at 80 and 100 kVp, Assessment of Image Quality and Radiation Dose. *Invest Radiol* 2009;650.
16. Silva AC, Lawder HJ, Hara A, Kujak J, Pavlicek W. Innovations in CT Dose Reduction Strategy, Application of the Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Algorithm. *American Journal of Roentgenology* 2010;194(1):191. doi:10.2214/AJR.09.2953.
17. Kalra MK, Maher MM, Sahani DV, Blake MA, Hahn PF, Avinash GB, Toth TL, Halpern E, Saini S. Low-Dose CT of the Abdomen, Evaluation of Image Improvement with Use of Noise Reduction Filters—Pilot Study1. *Radiology* 2003;228(1):251. doi:10.1148/radiol.2281020693.
18. Grant K, Raupach R. SAFIRE: Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction 2012;1.
19. Radiologen Lübeck. Strahlenbelastung senken am CT [Internet]. Available from: <http://www.radiologen-luebeck.de/ct/weniger-strahlen-voller-durchblick/>.
20. Baker ME, Dong F, Primak A, Obuchowski NA, Einstein D, Gandhi N, Herts BR, Purysko A, Remer E, Vachani N. Contrast-to-Noise Ratio and Low-Contrast Object Resolution on Full- and Low-Dose MDCT, SAFIRE Versus Filtered Back Projection in a Low-Contrast Object Phantom and in the Liver. *American Journal of Roentgenology* 2012;199(1):8. doi:10.2214/AJR.11.7421.
21. Baumueller S, Winklehner A, Karlo C, Goetti R, Flohr T, Russi EW, Frauenfelder T, Alkadhi H. Low-dose CT of the lung, Potential value of iterative reconstructions. *Eur Radiol* 2012;22(12):2597. doi:10.1007/s00330-012-2524-0.
22. Gosling O, Loader R, Venables P, Roobottom C, Rowles N, Bellenger N, Morgan-Hughes G. A comparison of radiation doses between state-of-the-art multislice CT coronary angiography with iterative reconstruction, multislice CT coronary angiography with standard filtered back-projection and invasive diagnostic coronary angiography. *Heart* 2010;96(12):922. doi:10.1136/hrt.2010.195909.
23. Kilic K, Erbas G, Guryildirim M, Arac M, Ilgit E, Coskun B. Lowering the Dose in Head CT Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction. *American Journal of Neuroradiology* 2011;32(9):1578. doi:10.3174/ajnr.A2585.
24. Korn A, Fenchel M, Bender B, Danz S, Hauser TK, Ketelsen D, Flohr T, Claussen CD, Heuschmid M, Ernemann U, Brodoefel H. Iterative Reconstruction in Head CT, Image Quality of Routine and Low-Dose Protocols in Comparison with Standard Filtered Back-Projection. *American Journal of Neuroradiology* 2012;33(2):218. doi:10.3174/ajnr.A2749.
25. Leipsic J, Nguyen G, Brown J, Sin D, Mayo JR. A Prospective Evaluation of Dose Reduction and Image Quality in Chest CT Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction. *American Journal of Roentgenology* 2010;195(5):1095. doi:10.2214/AJR.09.4050.
26. Pontana F, Pagniez J, Flohr T, Faivre J, Duhamel A, Remy J, Remy-Jardin M. Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 1), Evaluation of image noise reduction in 32 patients. *Eur Radiol* 2011;21(3):627. doi:10.1007/s00330-010-1990-5.
27. Rapalino O, Kamalian S, Payabvash S, Souza LCS, Zhang D, Mukta J, Sahani DV, Lev MH, Pomerantz SR. Cranial CT with Adaptive Statistical Iterative Reconstruction, Improved Image Quality with Concomitant Radiation Dose Reduction. *American Journal of Neuroradiology* 2012;33(4):609. doi:10.3174/ajnr.A2826.
28. Sagara Y, Hara AK, Pavlicek W, Silva AC, Paden RG, Wu Q. Abdominal CT, Comparison of Low-Dose CT With Adaptive Statistical Iterative Reconstruction and Routine-Dose CT With Filtered

- Back Projection in 53 Patients. *American Journal of Roentgenology* 2010;195(3):713. doi:10.2214/AJR.09.2989.
29. Vorona GA, Zuccoli G, Sutcliffe T, Clayton BL, Ceschin RC, Panigrahy A. The Use of Adaptive Statistical Iterative Reconstruction in Pediatric Head CT, A Feasibility Study. *American Journal of Neuroradiology* 2013;34(1):205. doi:10.3174/ajnr.A3122.
  30. Kalva SP, Md, Sahani DV, Hahn PF, PhD, Saini S. Using the K-edge to Improve Contrast Conspicuity and to Lower Radiation Dose With a 16-MDCT: a Phantom and Human Study. *Journal of Computer Assisted Tomography* 2006;391.
  31. Lee KH, Lee JM, Moon SK, Baek JH, Park JH, Flohr TG, Kim KW, Kim SJ, Han JK, Choi BI. Attenuation-based automatic tube voltage selection and tube current modulation for dose reduction at contrast-enhanced liver CT. *Radiology* 2012;265(2):437. eng. doi:10.1148/radiol.12112434.
  32. 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Adopted by the Commission in November 1990. 1st ed. Oxford [u.a.]: Pergamon Press; 1991. VII, 201 S. (Radiation protection; vol. 21,1/3). ISBN: 0-08-041144-4.
  33. Gonzalez-Guindalini FD, Ferreira Botelho MP, Töre HG, Ahn RW, Gordon LI, Yaghmai V. MDCT of chest, abdomen, and pelvis using attenuation-based automated tube voltage selection in combination with iterative reconstruction: an inpatient study of radiation dose and image quality. *AJR Am J Roentgenol* 2013;201(5):1075. eng. doi:10.2214/AJR.12.10354.
  34. Goetti R, Winklehner A, Gordic S, Baumüller S, Karlo CA, Frauenfelder T, Alkadhi H. Automated attenuation-based kilovoltage selection: preliminary observations in patients after endovascular aneurysm repair of the abdominal aorta. *AJR Am J Roentgenol* 2012;199(3):W380-385. eng. doi:10.2214/AJR.11.8029.
  35. Willemink MJ, Leiner T, Jong PA de, Heer LM de, Nievelstein RAJ, Schilham AMR, Budde RPJ. Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2, Initial results in dose reduction and image quality. *Eur Radiol* 2013;23(6):1632. doi:10.1007/s00330-012-2764-z.
  36. Winklehner A, Karlo C, Puippe G, Schmidt B, Flohr T, Goetti R, Pfammatter T, Frauenfelder T, Alkadhi H. Raw data-based iterative reconstruction in body CTA, Evaluation of radiation dose saving potential. *Eur Radiol* 2011;21(12):2521. doi:10.1007/s00330-011-2227-y.
  37. Pontana F, Pagniez J, Duhamel A, Flohr T, Faivre J, Murphy C, Remy J, Remy-Jardin M. Reduced-Dose Low-Voltage Chest CT Angiography with Sinogram-affirmed Iterative Reconstruction versus Standard-Dose Filtered Back Projection. *Radiology* 2013;267(2):609. doi:10.1148/radiol.12120414.
  38. Kalra MK, Md, Woisetschläger M, PhD, Dahlström PN, Singh PS, Lindblom M, Choy PG, Quick P, Rn, Schmidt PB, Sedlmair PM, Blake PMA, Frcr, Rcsi (FFR), Frcpi, Persson A, PhD\*, and Anders Persson, MD, PhD. Radiation Dose Reduction With Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction Technique for Abdominal Computed Tomography. *Journal of Computer Assisted Tomography* 2012;339.
  39. Hara AK, Paden RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *AJR Am J Roentgenol* 2009;193(3):764. eng. doi:10.2214/AJR.09.2397.
  40. Schabel C1, Fenchel M, Schmidt B, Flohr TG, Wuerslin C, Thomas C, Korn A, Tsiflikas I, Claussen CD, Heuschmid M, Ketelsen D. Clinical evaluation and potential radiation dose reduction of the novel sinogram-affirmed iterative reconstruction technique (SAFIRE) in abdominal computed tomography angiography. *Acad Radiol* 2013;165.

41. Hansen NJ, Kaza RK, Maturen KE, Liu PS, Platt JF. Evaluation of low-dose CT angiography with model-based iterative reconstruction after endovascular aneurysm repair of a thoracic or abdominal aortic aneurysm. *AJR Am J Roentgenol* 2014;202(3):648. eng. doi:10.2214/AJR.13.11286.
42. Schindera ST, Graca P, Patak MA, Abderhalden S, Allmen G v., Vock P, Szucs-Farkas Z. Thoracoabdominal-aortoiliac multidetector-row CT angiography at 80 and 100 kVp: assessment of image quality and radiation dose. *Invest Radiol* 2009;44(10):650. eng. doi:10.1097/RLI.0b013e3181acaf8a.
43. Silva AC, Lawder HJ, Hara A, Kujak J, Pavlicek W. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR Am J Roentgenol* 2010;194(1):191. eng. doi:10.2214/AJR.09.2953.
44. Mitumori LM, Shuman WP, Busey JM, Kolokythas O, Koprowicz KM. Adaptive statistical iterative reconstruction versus filtered back projection in the same patient, 64 channel liver CT image quality and patient radiation dose. *Eur Radiol* 2012;22(1):138. doi:10.1007/s00330-011-2186-3.

## 8 Anhang

### 8.1 Lebenslauf

#### **LEBENS LAUF** CAROLINE REITMEIER



**Geburtsdatum:** 02.03.1991  
**Geburtsort:** Fürth  
**Adresse:** Carl-Orff-Ring 22  
87616 Marktoberdorf  
**E-Mail:** caro.joyberry@googlemail.com

---

#### **Werdegang**

2001-2010	Besuch des Gymnasiums Marktoberdorf
2010	Erlangung der Hochschulreife
10/2010 – 06/2011	Work&Travel in Australien
10/2011 – 12/2016	Zahnmedizinstudium an der Universität Regensburg
09/2012	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
04/2014	Zahnärztliche Vorprüfung
11/2016	Zahnärztliche Prüfung
12/2016	Approbation als Zahnärztin



## 8.2 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen herzlich bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Herrn Prof. Dr. Stroszczyński, Direktor des Institutes für Röntgendiagnostik am Klinikum der Universität Regensburg, bin ich zu besonderem Dank verpflichtet, dass ich die Arbeit in seiner Abteilung durchführen konnte.

Herrn Prof. Dr. Brodoefel danke ich herzlich für die Themenstellung und die hilfreiche Unterstützung, sowie für die umfassende Betreuung.

### 8.3 Eidesstattliche Erklärung

nach §4 Abs.2 der Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät und der Naturwissenschaftlichen Fakultät III  
– Biologie und Vorklinische Medizin (Medizinische Fächer) vom 12.Juni 2008. Universität Regensburg.

Die Dissertation wurde angeregt und in ihrer Ausarbeitung überwacht und begleitet von  
Prof. Dr. Harald Brodoefel.

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet. Insbesondere habe ich nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- bzw. Beratungsdiensten (Promotionsberater oder andere Personen) in Anspruch genommen. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeit erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen. Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

---

Ort, Datum

Caroline Reitmeier